UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE BAURU

VINICIUS PAVESI FARDIN

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.

BAURU
2013

VINICIUS PAVESI FARDIN

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.

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

Orientador: Prof. Dr. Gerson Bonfante

Versão Corrigida

BAURU

2013

Fardin, Vinicius Pavesi
F222a 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 / Vinicius Pavesi Fardin – Bauru, 2013.

153 p.: il.; 30 cm.

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

Orientador: Prof. Dr. Gerson Bonfante

Nota: A versão original desta dissertação encontra-se disponível
no Serviço de Biblioteca 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

Aos meus pais e meu irmão, por sempre me apoiarem e incentivarem na busca pelo conhecimento e crescimento pessoal. A minha noiva Laura, por sempre me apoiar, dar força e compreender a minha dedicação aos estudos.

Ao meu amigo Bernardo, por sempre ajudar e incentivar minha vida acadêmica. A tranquilidade passada nos momentos em que estive longe do consultório me faz admirá-lo mais ainda como ser humano.

AGRADECIMENTO A DEUS...

*Agradeço a Deus por sempre iluminar minha vida
e guiar meus passos.*

AGRADECIMENTOS INSTITUCIONAIS

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

Ao Prof. e orientador Dr. Gerson Bonfante, por seu apoio e inspiração no amadurecimento dos meus conhecimentos e conceitos. Pessoa de caráter profissional inigualável, sempre paciente e claro em suas orientações. Agradeço por tê-lo ao meu lado em todos os momentos, sempre o primeiro a estender a mão quando precisei. As conversas francas que tivemos levarei para o resto da vida.

Ao Prof. Dr. Luiz Fernando Pegoraro, agradeço pelos ensinamentos nos seminários e na prática clínica. Sua exigência e paciência me fez crescer muito. Sempre capaz de mostrar o essencial valor da teoria e sua aplicabilidade em clínica. Pessoa apaixonada por desafios clínicos. Fico muito admirado com sua habilidade clínica.

Ao Prof. Dr. Accácio Lins do Valle, por toda dedicação e comprometimento como professor, pela alegria e amizade. Sou muito grato pela confiança depositada em mim na clínica da graduação e pós-graduação. Um grande amigo.

Ao Prof. Dr. Pedro Cesar Garcia de Oliveira pela indispensável contribuição e disponibilidade na prática clínica desde a Profis, pelos conhecimentos compartilhados nas salas de aula.

A Prof.^a Ana Lúcia Pompéia Fraga de Almeida, por sempre atuar esclarecendo dúvidas teóricas e práticas de maneira franca. Sempre se mostrou disponível para desvendar os mistérios dos órgãos de fomento. Uma mulher guerreira, agradeço muito pelo convívio.

Aos Professores do departamento de prótese:, Prof. Dr. Carlos dos Reis Pereira de Araújo, Prof. Dr. José Henrique Rubo, Prof.^a. Dr.^a. Lucimar Falavinha Vieira, Prof.^a. Dr.^a. Karin Hermana Neppelenbroek, Prof. Dr. Paulo Martins Ferreira, Prof. Dr. Renato de Freitas, Prof. Dr. Vinícius Carvalho Porto, Prof. Dr. Wellington Bonachela e Prof. Dr. Paulo César Rodrigues Conti. Agradeço por terem me proporcionado oportunidades de aprendizado acadêmico e profissional.

Às secretárias do Departamento de Prótese Cláudia e Deborah, agradeço por ter convivido esse tempo com vocês. São pessoas admiráveis.

Às funcionárias da Clínica de Reabilitação Oral Cleusa e Hebe, por sempre estarem a disposição, me ajudando e proporcionando momentos inesquecíveis na clínica.

Ao Prof. Dr. José Roberto Lauris, pela orientação na análise estatística desta pesquisa.

À equipe de funcionários da comissão de pós-graduação por sempre ser atenciosa com os alunos, em busca de alternativas e soluções eficientes em prol da instituição.

Aos funcionários do Centro Integrado de Pesquisa (CIP) Marcelo, Marcia e Neusa pela permanente disponibilidade durante a realização da minha pesquisa.

Ao funcionário Renato Pereira Murback, sua prestabilidade e empenho no desenvolvimento de projetos contribuíram para a realização deste trabalho.

Aos técnicos Marcelo Giatti e Reivanildo Viana pela colaboração laboratorial, disponibilidade e conhecimento fornecido durante esse período.

A funcionária Cleide, agradeço a compreensão, colaboração e disponibilidade de sempre.

A Fapesp (Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo) por possibilitar a realização desta pesquisa, seja pela concessão da bolsa (2011/16377-0) e auxílio (2011/23177-8) como pelos questionamentos, capazes de me engrandecer cientificamente. Sou muito grato a Fapesp.

Agradeço a todos que direta ou indiretamente contribuíram para a execução desta pesquisa.

AGRADECIMENTOS A FAMILIARES E AMIGOS

Aos meus pais, tudo que sou é fruto da educação, da dedicação, do caráter e do amor que recebi. Lembram-se dos depoimentos do papai aos domingos? Isso fez a diferença. Admiro muito nossa família, fazer parte dela é um orgulho para mim. Fonte de inspiração para realização de projetos. Todos os momentos vividos juntos foram de intenso prazer. Quantos momentos felizes que passamos na Chácara... A minha formação como profissional não poderia ter sido concretizada sem a ajuda de meus amáveis e eternos pais Arnóbio e Ivete.

Agradeço a minha noiva Laura Saiter Santos, por sempre ser esta mulher linda, alegre, companheira e carinhosa. Nunca mediu esforços para estar ao meu lado. Sempre me apoiou e me deu força em momentos turbulentos. Te admiro muito pela capacidade e sabedoria. Te amo muito meu amor!

Ao meu grande irmão, meu melhor amigo. Ser humano maravilhoso. Mesmo morando longe, sei que posso contar com você prá tudo. Nossa amizade supera todas as dificuldades. Sempre preciso no ponto de vista profissional. Agradeço por sempre estar ao meu lado. Agradeço a Deus por ter você como meu irmão. Te amo muito.

Agradeço minha avó Tranquila, pelas orações durante essa árdua caminhada.

Agradeço ao meu padrinho tio Zenóbio, por sempre mostrar a importância dos estudos. Por sempre me dar força nesta caminhada.

Agradeço as madrinhas tia Sandra Mara e tia Lisete, pessoas que me fortaleceram ao longo dessa vida.

Agradeço a toda família Pavesi e agregados, mostrando sempre que família unida vence todas as dificuldades. Sou grato por tudo que me proporcionaram. Histórias, conhecimentos, comemorações...

Agradeço a convivência junto às famílias Guerini, Picoli e Macieira. Momentos felizes e inesquecíveis!

Agradeço a família da minha noiva, Rogério, Mairone, Isabela, Sofia, João Henrique e Renato, como avós, tios, tias e primos por sempre me receberem de braços abertos. Sempre com muita festa e estórias que me fazem rir a todo momento.

Ao grande amigo Álvaro, pessoa mais animada que já conheci. Amigo pra todas as horas e momentos. Não importa o horário... Sinto muito sua falta aqui em Bauru! Você é dez. Sempre mostrou que a família e os amigos são a verdadeira riqueza de um ser humano.

Aos outros grandes amigos, Bernardo sócio, Márcio barata, Léo patinho, Jotinha, Dani boy e Limão. Podem ter certeza de que a distância nunca vai nos separar. Momentos inesquecíveis vividos com toda a galera do Condomínio Costa Azul e até o presente momento.

A família do meu grande amigo Bernardo, tia Raquel, tio Sávio, Carol, Dudu. Pessoas fantásticas que sempre me proporcionaram momentos felizes. Sempre me trataram e me receberam super bem. Guarapari que o diga. Admiro esta família!!!

A minha cunhada Bárbara e as grandes esposas e namoradas de amigos, em especial a Karla, Brunela e Fernanda. Sou agradecido pelo nosso ciclo de amizade.

Agradeço a Luzia Santana, por fazer parte de todo o crescimento da minha vida.

A Prof. Dra. Selva Guerra, sempre presente, me ajudando com seus ensinamentos profissionais e pessoais. Pela disponibilidade de me orientar diante de dificuldades clínicas da carreira profissional. Pelo meu conhecimento adquirido com base na sua prática clínica. Pessoa super agradável e fonte inspiradora para reabilitações orais lindas.

Agradeço aos amigos de mestrado em Reabilitação Oral, Karen, Mércia, Lais, Juliana, Letícia, Jozely, Aline e em especial Denise, Adriana, Dylton, André, Yuri. Pessoas fantásticas que contribuíram para meu aprendizado. Parceiros para qualquer momento. Sempre tiveram paciência para me orientar em novos desafios. Espero que esta amizade permaneça por muitos anos.

Aos colegas Estevam Bonfante, Fábio Lorenzoni e em especial Vitor Guarçoni, por terem se esforçado e me ensinado como superar os desafios da pesquisa. Esta ajuda foi fundamental para a conclusão desta pesquisa.

Aos grandes colegas das peladas de futebol, turma boa para se jogar futebol e ouvir histórias.

Aos amigos de outros departamentos, em especial aos da Ortodontia. Momentos divertidos que passamos juntos.

Aos amigos de Doutorado do departamento, obrigado por me orientarem desde a chegada a Bauru.

“A persistência é o menor caminho do êxito.”

Charles Chaplin

RESUMO

As excelentes propriedades mecânicas da zircônia fazem com que ela seja o material cerâmico de eleição para as coroas e próteses fixas posteriores. Porém, os problemas relacionados à fratura ainda persistem. A falta de suporte das infraestruturas às cerâmicas de revestimento é indicada como uma possível causa. O presente estudo visou avaliar através de testes laboratoriais se as infraestruturas metálicas e cerâmicas com o desenho convencional ou modificado apresentam diferença estatisticamente significativa quanto à redução de complicações mecânicas, como fraturas e trincas na cerâmica de revestimento ao receberem cargas axiais nas cristas marginais de coroas de um primeiro molar inferior, por meio das seguintes hipóteses nulas: 1) a resposta à fadiga nas cristas marginais não aumentará a presença de danos nas coroas; 2) o desenho da I.E. não modificará a presença de danos nas coroas, independente do material utilizado. Quarenta coroas unitárias foram confeccionadas sobre preparos padronizados e divididos em 4 grupos: grupo I (infraestrutura convencional de Cobalto-Cromo); grupo II (infraestrutura modificada de Cobalto-Cromo); grupo III (infraestrutura convencional de Zircônia - IPS Emax ZirCAD); grupo IV (infraestrutura modificada de Zircônia - IPS Emax ZirCAD). Estas coroas foram submetidas ao teste de resistência à fadiga por meio da ciclagem dinâmica em água (10^6 ciclos ou até a fratura com carga variando de 30-300 N). Aplicou-se a carga inicial com o endentador cerâmico de dissilicato de lítio (IPS Emax Press) na crista marginal mesial, e após o término do ciclo, na distal, alternativamente. A ciclagem foi interrompida em intervalos de 125 mil ciclos a procura de danos com auxílio de estereomicroscopia. Ao final, as coroas fraturadas foram submetidas à microscopia eletrônica de varredura e as não fraturadas foram incluídas em resina epóxi e polidas sequencialmente para a análise dos danos. Cada corpo de prova recebeu escores de acordo com o tipo de falha apresentado. Utilizou-se o teste Kruskal-Wallis para verificar diferença estatística entre os grupos e o teste de Dunn para comparações múltiplas entre os grupos. Os resultados mostraram que há diferença estatisticamente significativa entre os grupos, entretanto não houve diferença entre os grupos do mesmo sistema cerâmico. Concluiu-se que a hipótese 1 foi aceita e a 2 rejeitada.

Palavras-chave: Cerâmica. Porcelana dentária. Coroas dentárias. Fadiga. Coroas.

ABSTRACT

Evaluation of reliability and failure modes of ceramic crown systems depending on framework design and marginal ridge load application

The excellent mechanical properties of zirconia make it to be the material of choice for ceramic crowns and posterior fixed prostheses. However, problems still exist related to the chippings. The lack of framework support to ceramic veneer is indicated as a possible cause. This study aimed to evaluate through laboratory tests if metallic and ceramic framework with conventional or modified design show statistical difference in reducing mechanical complications, such as chipping or fracture of the ceramic veneer on receiving axial loads in marginal ridges of the first molar inferior crowns through the following null hypotheses: 1) the response to fatigue in marginal ridges will not increase the presence of damage to the crowns; 2) framework's design will not modify the presence of damage to the crowns, regardless of the material used. Forty crowns were manufactured on standardized preparations and divided into four groups: group I (conventional framework Cobalt-Chromium), group II (modified framework Cobalt-chromium), group III (conventional framework Zirconia - ZirCAD IPS Emax) and group IV (modified framework Zirconia - IPS Emax ZirCAD). These crowns were subjected to cyclic loading in a fatigue machine and submerged in water (1.000.000 cycles or until the fracture - load range at 30-300 N). The initial load was applied on the mesial marginal ridge with indenter ceramic Lithium disilicate (IPS Emax Press), and after the end of the cycle, the distal alternatively. The cycling was interrupted at a prescribed number of loading cycles (125.000) and crowns were inspected for damage accumulation under a stereomicroscope. In the end, fractured crowns were submitted to scanning electron microscopy and crowns without fractures were embedded in epoxy resin and sequentially polished for the analysis of the damage. Each sample received scores according to the type of failure presented. Statistical analysis was carried out with Kruskal-Wallis' test and multiple comparisons between groups were carried out with Dunn's test. Results showed significant differences between groups, however there was no difference between the groups of the same ceramic systems. It was concluded that the first hypothesis was accepted and the second hypothesis was rejected.

Key words: Fatigue. Dental crowns. Fracture. Ceramic. Crowns. Dental porcelain.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 4.1	- Vista proximal do dente artificial 46 com a superfície oclusal modificada.....	65
Figura 4.2	- Dispositivo 1, dispositivo 2, e dente padrão.....	66
Figura 4.3	- Vista proximal da face mesial do dente preparado.....	67
Figura 4.4	- Obtenção da réplica do dente padrão em resina composta..	68
Figura 4.5	- Resina composta incluída na base cilíndrica de acrílico.....	69
Figura 4.6	- Vista oclusal e frontal do cilindro.....	70
Figura 4.7	- Vista oclusal e vestibular do troquel de gesso.....	71
Figura 4.8	- Ilustração da I.E. convencional e modificada.....	72
Figura 4.9	- Infraestrutura do grupo metalocerâmico convencional.....	73
Figura 4.10	- Infraestrutura do grupo metalocerâmico modificado.....	74
Figura 4.11	- Bloco de zircônia parcialmente estabilizada por ítrio (Y-TZP).....	75
Figura 4.12	- Máquina de fresagem e bloco de zircônia fixada.....	76
Figura 4.13	- Bloco de zircônia fresado.....	76
Figura 4.14	- Infraestrutura do grupo de Y-TZP convencional.....	77
Figura 4.15	- Infraestrutura do grupo de Y-TZP modificada.....	78
Figura 4.16	- Vista frontal do verticulador adaptado.....	79
Figura 4.17	- Vista oclusal do elemento 46 encerado e injetado.....	79
Figura 4.18	- Vista aproximada da matriz de gesso.....	80
Figura 4.19	- Vista oclusal e proximal da I.E. modificada com camada de opaco.....	81
Figura 4.20	- Aplicação da cerâmica de revestimento.....	82
Figura 4.21	- Vista oclusal das coroas finalizadas.....	85
Figura 4.22	- Imagem do dispositivo 4 e 5 para obtenção dos endentadores em cera.....	86
Figura 4.23	- Endentadores posicionados e revestidos no anel.....	87
Figura 4.24	- Imagem do endentador injetado e fixado no parafuso Allen.....	88
Figura 4.25	- Máquina de ciclagem dinâmica.....	89

Figura 4.26	- Corpo de prova posicionado na máquina de ciclagem para receber carga nas cristas.....	90
Diagrama 4.1	- Diagrama esquemático da geometria da trinca utilizado para classificar o tipo de dano nos espécimes polidos, após carregamento cíclico com endentador esférico.....	91
Figura 4.27	- Sequência do processo de inclusão dos corpos de prova em resina epóxi.....	92
Gráfico 5.1	- Distribuição ilustrativa dos danos nos grupos.....	98
Figura 5.1	- Vista oclusal da trinca na cerâmica de revestimento de uma coroa do grupo metalocerâmico modificado.....	102
Figura 5.2	- Imagem representativa do grupo ZRM com a mudança da trajetória da trinca.....	103
Figura 5.3	- Imagem representativa de outra coroa do grupo ZRM com a mudança da trajetória da trinca.....	104
Figura 5.4	- Imagem aproximada de uma trinca classificada em cone interno do grupo MCM.....	104
Figura 5.5	- Imagem mostrando a extensão da trinca e da fratura no sentido vestibulo-lingual de uma coroa do grupo ZrM.....	105
Figura 5.6	- Imagem representativa de uma trinca classificada em cone interno do grupo ZrC.....	106
Figura 5.7	- Imagem representativa de uma trinca classificada em cone externo do grupo ZrM.....	107
Figura 5.8	- Imagem representativa de uma coroa do grupo ZrC analisada em MEV.....	108
Figura 5.9	- Imagem representativa de endentadores de Dissilicato de lítio após serem ciclados.....	109

LISTA DE TABELAS

Tabela 4.1	Ciclo de sinterização do sistema IPS d.SIGN Transpaneutral da Ivoclar – Schaan/Liechtenstein aplicado sobre I.E. metálicas.....	82
Tabela 4.2	Ciclo de sinterização do sistema IPS e.max Ceram Transpaclear da Ivoclar – Schaan/Liechtenstein aplicado sobre I.Es.de Y-TZP.....	84
Tabela 4.3	Distribuição dos corpos de prova na máquina de ciclagem dinâmica Eletro-Mecânica de Fadiga MSFM sob cada pistão, enumerados com algarismos arábicos da esquerda para direita.....	90
Tabela 4.4	Relacionamento do tipo de dano com o respectivo escore....	93
Tabela 5.1	Valores do número de cristas cicladas comparadas e o nível de P.....	97
Tabela 5.2	Valores em quantidade de ciclos do número de cristas cicladas comparadas e o nível de P.....	97
Tabela 5.3	Distribuição dos danos nos grupos.....	98
Tabela 5.4	Valores das médias, N de cada grupo, desvio padrão (D.P.), primeiro quartil (Q25), mediana e terceiro quartil (Q75) dos escores.....	99
Tabela 5.5	Análise de Kruskal-Wallis para avaliar possível diferença entre os valores médios dos escores dos 4 grupos. Nível de significância 0,05.....	99
Tabela 5.6	Teste de Dunn para comparações individuais. Nível de significância de 0,05. NS = não significante.....	100
Tabela 5.7	N de cada grupo, primeiro quartil (Q25), mediana e terceiro quartil (Q75) dos ciclos.....	100
Tabela 5.8	Análise de Kruskal-Wallis para avaliar possível diferença entre os valores médios dos ciclos dos 4 grupos. Nível de significância 0,05.....	101

LISTA DE SIGLAS, ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

%	- Porcentagem
/K	- Por Kelvin
µm	- Micrômetro
3D	- Três dimensões
CAD-CAM	- <i>Computer Aided Design – Computer Aided Manufacturing</i>
CET	- Coeficiente de expansão térmica
cm	- Centímetro
CO	- Contatos oclusais
Co-Cr	- Liga Cobalto-cromo
FEA	- Análise de elementos finitos
GPa	- Gigapascal
h	- Altura
Hz	- Hertz
I.E.	- Infraestrutura(s)
Kg	- Kilograma
MCC	- Coroas metalocerâmicas com infraestrutura metálica de desenho convencional.
MCM	- Coroas metalocerâmicas com infraestrutura metálica de desenho modificado (poste proximal e cinta lingual).
MEV	- Microscopia eletrônica de varredura
MI	- Máxima intercuspidação
MIH	- Máxima intercuspidação habitual
Min	- Minuto
mm	- Milímetro
mm/min	- Milímetro por minuto
mm ²	- Milímetro quadrado
Mpa	- Megapascal
N	- Newton
Ni-Cr	- Liga Níquel-cromo
nº	- Número
o	- Grau

OC	- Oclusão cêntrica
°C	- Graus Celsius
°C/min	- Graus Celsius por minuto
OFA	- <i>Fingerprint Oclusal Analyser</i>
PI	- Posição intercuspídea
PPF	- Prótese(s) parcial(s) fixa(s)
Y-TZP	- Zircônia parcialmente estabilizada por Ítrio
ZrC	- Coroas ceramocerâmicas com infraestrutura de Y-TZP de desenho convencional
ZrM	- Coroas ceramocerâmicas com infraestrutura de Y-TZP de desenho modificado (poste proximal e cinta lingual).

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	23
2	REVISÃO DE LITERATURA	29
2.1	CONTATOS OCLUSAIS.....	29
2.2	TENSÕES EM CRISTA MARGINAL DE DENTES.....	35
2.3	DESENHO DA INFRAESTRUTURA.....	37
2.3.1	Estudos laboratoriais	39
2.3.2	Estudos clínicos	45
2.4	CARACTERÍSTICAS DOS DANOS EM CERÂMICAS.....	47
3	PROPOSIÇÃO	59
4	MATERIAL E MÉTODOS	63
4.1	ELEMENTO DENTÁRIO.....	65
4.2	PREPARO DENTÁRIO.....	66
4.3	RÉPLICAS DE RESINA COMPOSTA.....	67
4.4	TRÓQUEIS DE GESSO.....	69
4.5	GRUPOS EXPERIMENTAIS.....	71
4.6	CARACTERÍSTICAS DAS I.E.....	71
4.7	FASE LABORATORIAL.....	72
4.7.1	Confecção das I.E. metálicas	72
4.7.2	Confecção das I.E. cerâmicas	76
4.7.3	Aplicação da cerâmica de revestimento	78

4.7.4	Aplicação da cerâmica de revestimento sobre I.E. metálicas.....	80
4.7.5	Aplicação da cerâmica de revestimento sobre I.E. de Y-TZP.....	84
4.7.6	Anatomia da superfície oclusal após glazeamento	84
4.8	CIMENTAÇÃO.....	85
4.9	ENDENTADOR DE DISSILICATO DE LÍTIO.....	86
4.10	CICLAGEM DINÂMICA.....	88
4.11	ANÁLISE DOS DANOS.....	91
4.12	ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	93
5	RESULTADOS.....	97
6	DISCUSSÃO.....	113
7	CONCLUSÕES.....	127
8	REFERÊNCIAS.....	131
9	ANEXOS.....	147

1 INTRODUÇÃO

1 INTRODUÇÃO

Na odontologia, as ligas metálicas nobres e básicas são classificadas como o padrão ouro em próteses fixas devido à previsibilidade do material em diferentes alternativas de reabilitações orais (SPEAR, 2001; PJETURSSON et al., 2007). Entretanto, a estética e a biocompatibilidade desses materiais podem apresentar resultados indesejáveis, como o sombreamento metálico na região gengival, relatos de hipersensibilidade relacionados às ligas metálicas e maior acúmulo de biofilme (CHRISTENSEN, 1994; PJETURSSON et al., 2007). Estas limitações e a crescente demanda por estética na odontologia tem impulsionado o desenvolvimento de outros tipos de cerâmicas capazes de otimizar a estética, serem biocompatíveis, possuir estabilidade de cor, resistir ao desgaste e apresentar baixa condutibilidade térmica (STUDART et al., 2007). Contudo, a indústria tem introduzido novos tipos de cerâmica no mercado de forma agressiva, numa tentativa de impulsionar a quantidade de vendas (DONOVAN, 2008). Desta maneira, a aquisição de conhecimentos específicos para cada sistema torna-se limitada (STUDART et al., 2007).

As coroas ceramocerâmicas tornaram-se amplamente utilizadas desde a produção de infraestruturas (I.E.) resistentes a base de alumina e zircônia. No entanto, estes materiais ainda apresentam problemas relacionados à fraturas da infraestrutura (I.E.) e da cerâmica de revestimento (PJETURSSON et al., 2007; SAILER et al., 2007; AL-AMLEH; LYONS; SWAIN, 2010; SCHLEY et al., 2010; BACHHAV; ARAS, 2011), principalmente em coroas protéticas unitárias de molares, os quais apresentam taxa de fratura superior quando comparadas as coroas de pré-molares (WANG et al., 2012). Pesquisas laboratoriais buscando simular condições clínicas como a ciclagem dinâmica (LORENZONI et al., 2010; SILVA et al., 2011a), presença de água (WISKOTT; NICHOLLS; BELSER, 1995), carga no centro da face oclusal unidirecional (BONFANTE et al., 2009; LORENZONI et al., 2010; RUES et al., 2010) ou bidirecional (DELONG; DOUGLAS, 1983; COELHO et al., 2009a; BONFANTE et al., 2010; SILVA et al., 2010; SILVA et al., 2011a), buscam reproduzir as condições da cúspide palatina dos molares superiores contra a fossa central dos inferiores na situação que representaria o pior cenário clínico.

Surpreendentemente pouco se sabe dos padrões de tensão nas cristas marginais ou esmalte proximal (PALAMARA; PALAMARA; MESSER, 2002), mesmo sabendo que as mesmas são consideradas áreas de tensões elevadas, em se tratando de molares inferiores (COELHO et al., 2009b; BENAZZI et al., 2011).

Conceitos de estabilidade oclusal e função são baseados em intercuspidação ideal entre os dentes da maxila e mandíbula. Vários estudos têm descrito a distribuição dos contatos de dentes em diferentes populações no que diz respeito ao número, posição e natureza dos contatos. Em 1927, Friel foi o primeiro a descrever que os contatos oclusais (CO) devem ser da seguinte forma: cúspide vestibular dos dentes posteriores inferiores alojados no interior das fossas centrais e entre as vertentes dos dentes posteriores superiores, já as cúspides palatinas dos dentes superiores devem alojar-se no interior das fossas centrais e entre as vertentes dos dentes posteriores inferiores. Esse modelo clássico foi constatado posteriormente Beyron (1969), entretanto o mapeamento dos contatos oclusais podem ser ligeiramente diferentes em populações saudáveis quando comparados aos estudos clássicos (MYERS; ANDERSON, 1971; EHRLICH; TAICHER, 1981; RIISE; ERICSSON, 1983; KORIOTH, 1990; MCDEVITT; WARRETH, 1997).

Na década de 90, poucos dados científicos sobre o desenho ideal das I.E. das coroas ceramocerâmicas, ou mesmo de coroas metalocerâmicas, foram publicados. Os projetos práticos tinham sido baseados mais em diretrizes empíricas do que sobre dados clínicos cientificamente relevantes (KELLY, 1999; MCLAREN; WHITE, 1999). Entretanto, a recomendação de que a I.E. deveria possuir a parede lingual mais alta e espessa, conectada a suportes proximais alongados, com o objetivo de melhorar o apoio para a cerâmica de revestimento em áreas funcionais críticas já havia sido realizada por Shelby em (1962a).

Vários fatores são especulados na esperança de melhorar a longevidade das próteses, tais como: forma e espessura da I.E. que proporcione suporte à cerâmica de revestimento, espessura uniforme da cerâmica, confecção laboratorial criteriosa e módulo de elasticidade dos materiais reabilitadores (REKOW; THOMPSON, 2007), além disso a localização dos pontos de contatos oclusais também deve ser considerada (HOB0; SHILLINGBURG, 1973), pois a oclusão

dentária é considerada como parte essencial das restaurações e reabilitações odontológicas (ASAWAWORARIT; MITRIRATTANAKUL, 2011).

O desenho modificado da I.E. mostrou-se em pesquisas laboratoriais (BONFANTE et al., 2009; ROSENTRITT et al., 2009; LORENZONI et al., 2010; SILVA et al., 2011a) e clínicas (MARCHACK et al., 2008; TINSCHERT et al., 2008; SCHMITTER et al., 2009), que o suporte adicional para a cerâmica de revestimento em comparação com o desenho padrão diminuiu a taxa e a extensão das fraturas coesivas da cerâmica de revestimento das coroas ceramocerâmicas.

A explicação para tal fato deve-se a uniformidade da camada de cerâmica de revestimento, aumento do suporte e da rigidez adquiridos pelos postes proximais da I.E. (STRAUSSBERG; KATZ; KUWATA, 1966; HOBO; SHILLINGBURG, 1973; MILLER, 1977; STEIN; KUWATA, 1977; SHOHER; WHITEMAN, 1983; BERGER, 1989; CRAMER VON CLAUSBRUCH; FAUST, 2003; LORENZONI et al., 2010).

Desta forma, como as tensões geradas nas cristas marginais durante a função de oclusão normal não têm sido amplamente investigadas (PALAMARA; PALAMARA; MESSER, 2002), a presente pesquisa visou verificar os danos e o modo de falha de coroas do sistema metalocerâmico (liga metálica de Co-Cr) e ceramocerâmicas de Zircônia parcialmente estabilizada por Ítrio (Y-TZP), ambas com I.E. convencional e modificada, a partir de teste de resistência à fadiga por meio da ciclagem mecânica em água, com aplicação de carga axial nas cristas marginais de uma coroa cerâmica de primeiro molar, elemento dentário que apresenta a maior concentração de forças mastigatórias (BATES; STAFFORD; HARRISON, 1975).

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 CONTATOS OCLUSAIS

Os contatos oclusais estão presentes quando os dentes de arcos opostos se antagonizam através da máxima intercuspidação (MI), que também pode ser chamada de oclusão habitual, posição intercuspídea (PI) e de oclusão cêntrica (OC) (WODA; VIGNERON; KAY, 1979), diferentemente de relação cêntrica, a qual em apenas 8% dos indivíduos é coincidente com a MI (REYNOLDS, 1970). Atualmente, de acordo com o *The glossary of prosthodontic terms* (2005) “oclusão cêntrica”, é definida como a oclusão de dentes opostos quando a mandíbula está em relação cêntrica. Já a “posição de máxima intercuspidação” é definida como a intercuspidação completa dos dentes opostos independente da posição dos côndilos.

Primeiramente, Stuart (1964) classificou os contatos oclusais como "dente a dente", "dente a dois dentes" e "cúspide a fossa", logo a localização dessas áreas de contato em cada dente em relação às inclinações das cúspides, cristas marginais, pontas de cúspide, ou fossas foram classificadas por Myers e Anderson (1971) e mais tarde os autores Arnold e Frumker (1976) determinaram cinco tipos de contatos oclusais em máxima intercuspidação: cúspide-fossa, cúspide-crista marginal, cúspide-plano inclinado, cúspide-cúspide e mordida cruzada, uma vez que a ponta de cúspide nem sempre contacta no fundo de fossa, mas sim nas vertentes das fossas oclusais deixando dois pontos (bipodismo), três pontos (tripodismo) ou quatro pontos no contato oclusal.

Como prova disso em (1995) Wiskott e Belser mostraram que grande parte dos contatos oclusais em dentes está localizada em uma combinação de superfícies planas e inclinadas. Segundo Ehrlich e Taicher (1981), a maioria dos contatos registrados encontra-se nas vertentes triturantes das cúspides, enquanto outros pesquisadores também consideraram a presença desses contatos na fossa central e na crista marginal (LUCIA, 1962; JENSEN, 1991). Os contatos entre cúspide e crista marginal podem ocorrer apenas sobre uma crista marginal (POKORNY, 1971) ou em

duas cristas marginais simultaneamente (WATANABE-KANNO; ABRÃO, 2012). Defende-se que uma relação cúspide-fossa oclusal poderia ser superior a uma relação cúspide-crista marginal em termos de prevenção de impacção alimentar e forças laterais sobre os dentes posteriores. No entanto, nenhum estudo comparativo demonstrou cientificamente a superioridade da relação cúspide-fossa para cúspide-crista marginal em termos de resultados clínicos (KOYANO; TSUKIYAMA; KUWATSURU, 2012).

Os primeiros molares apresentam a maior variedade de número de contatos, com a presença de um a seis contatos oclusais simultâneos na posição intercuspídea (MANESS; PODOLOFF, 1989; KORIOTH, 1990; GARRIDO GARCIA; GARCIA CARTAGENA; GONZALEZ SEQUEROS, 1997) e a explicação para tal fato se dá por o molar apresentar mesa oclusal aumentada (MCDEVITT; WARRETH, 1997). Além disso, o número de contatos oclusais na máxima intercuspidação habitual (MIH) em adultos com dentição natural sofrem variações individuais dependendo de alguns fatores: postura da cabeça (ATHANASIOU; MELSEN; KIMMEL, 1989), pressão aplicada durante o fechamento (RIISE, 1982), horário ou dia específico do registro dos contatos (BATTISTUZZI; ESCHEN; PEER, 1982; BERRY; SINGH, 1983) e questões neuromusculares do indivíduo (MCNAMARA; HENRY, 1974; BERRY; SINGH, 1984).

Na década de 20, deram início as pesquisas sobre contatos oclusais, sendo que Hellman (1921), após estudar crânios humanos, relatou que deveriam haver 138 pontos de contato entre antagonistas numa dentição normal.

Em (1971), Myers e Anderson pesquisaram os pontos de contatos em oclusão cêntrica entre os dentes superiores e inferiores sobre a sua natureza e localização. Trinta e dois pacientes com idade variando entre 20 e 59 anos foram incluídos no estudo. Todos os pacientes apresentavam uma dentição completa, exceto para algumas perdas de terceiros molares, ou dentição que puderam ser reabilitadas com próteses fixas e a maioria dos pacientes tinha pequenas restaurações em seus dentes (menos de 10 restaurações interproximais). Todos os pacientes apresentavam boa higiene bucal e nenhuma doença periodontal. As impressões foram moldadas com hidrocolóide reversível (Agar) e em seguida vertidas com gesso pedra melhorado. Os registros foram realizados com cera verde

e de acordo com as marcas no registro, notaram três tipos de contatos: o primeiro o que seria próximo do contato, o segundo seria o contato propriamente dito e o terceiro um supra contato oclusal. Foram considerados somente os dois últimos tipos de contatos. Para obter esses registros, os modelos de gesso foram utilizados com o registro em cera sobre uma pequena aplicação de força pelas mãos. Depois, removia-se a cera e colocava-se uma fita carbono interposta nos modelos de gesso sob ligeira pressão. Esses contatos foram cuidadosamente comparados por análise visual com os obtidos com cera por meio da força aplicada com as mãos para aproximação dos modelos. A classificação dos contatos procedeu-se da seguinte forma: 1. Dente sem antagonista; 2. Dente sem contato com o antagonista; 3. Contato em um plano reto (fundo de fossa; crista marginal; ponta de cúspide); 4. Contato em um plano inclinado (vertentes de cúspides e face vestibular ou lingual dos dentes anteriores); 5. Contatos simultâneos em dois ou mais planos inclinados (vertentes); 6. Contatos simultâneos em planos inclinados e retos (qualquer combinação entre as classificações 3,4,5). Somando os 32 indivíduos obteve-se 947 dentes, sendo que 565 eram posteriores e 382 anteriores. Oito pacientes apresentaram contatos em todos os dentes em oclusão cêntrica. Os vinte e quatro pacientes restantes apresentaram 1 a 12 dentes sem contato em oclusão cêntrica. Dividiram a quantidade de contatos dentários em região anterior e posterior. Dos 382 dentes anteriores, 72 não tiveram contato com o antagonista em oclusão cêntrica. Dos 565 dentes posteriores, 12 dentes não tiveram contato com o antagonista devido a sua ausência (tipo 1.), nove desses doze dentes eram terceiros molares. Outros 12 dentes não tiveram contato com o dente antagonista mesmo presentes (tipo 2.). Trinta e sete dentes posteriores apresentaram contatos somente em um plano reto (tipo 3.). Desses 37 dentes, seis dentes posteriores exibiram contatos em ponta de cúspide, ou seja, cúspide superior contra cúspide inferior e os outros 31 dentes apresentaram contatos provenientes de uma cúspide contra a crista marginal (tipo 3.). Apenas dezesseis dentes posteriores apresentaram o contato em apenas um plano inclinado (tipo 4.). Outros 153 dentes posteriores ocluíram somente em dois planos inclinados, sem contactar algum plano reto (tipo 5.). A maioria dos dentes posteriores, ou seja, os outros 335 dentes tiveram seus contatos registrados em uma combinação de locais simultaneamente, planos inclinados e retos, tão quanto fundo de fossa e crista marginal (tipo 6.).

Em (1971), Pokomy comentou que a relação cúspide-fossa pode favorecer a ausência de migração dentária, estabilidade dos contatos oclusais em relação cêntrica, forças axiais mais próximas ao longo eixo do dente, menor desgaste oclusal e o tripodismo melhora a distribuição de forças em cada dente.

Em (1974), Mcnamara e Henry avaliaram as diferenças de contatos tanto em relação cêntrica, como em máxima intercuspidação. Para tal fim, foram analisados 15 pacientes de faixa etária entre 16 e 17 anos. Observaram que o número de contatos diminuiu em relação cêntrica, entretanto, afirmaram que a posição de relação cêntrica pode ser preferida devido à sua maior reprodutibilidade. Na posição de máxima intercuspidação foi encontrada uma média de 19,7 contatos na arcada superior como na inferior, a qual 40% dos pacientes não apresentavam contatos nos dentes anteriores.

Em (1981), Ehrlich e Taicher realizaram um estudo a fim de descrever a qualidade, localização e número de contatos oclusais nos dentes posteriores de 29 indivíduos com idade entre 18 e 20 anos. Os critérios de seleção foram: 1- dentes com alinhamento normal e classificados na Classe I de Angle sem tratamento ortodôntico prévio, 2- dentição completa exceto para perda de terceiros molares, 3- sem doença periodontal e sem sintomas de disfunção temporomandibular, 4- higiene bucal satisfatória. A maioria dos pacientes não apresentava restaurações nos dentes, exceto 4 pacientes que possuíam duas restaurações na face oclusal. Os contatos foram classificados como: 1- supracontatos, 2- contatos e 3- contatos suaves. O total de 464 dentes posteriores excluindo terceiros molares de 29 pacientes foi avaliado e a média de contato para cada paciente foi de 79 (variação de 40 a 110 contatos oclusais). Os supracontatos estavam presentes em 7,9% dos dentes, os contatos estavam presentes em 79,6% e os contatos suaves em 12,5% dos dentes. O primeiro molar inferior apresentou no total, incluindo as três classificações, a maior quantidade de contatos, 479 ou 20,9% de todos os contatos registrados e o pré-molar inferior apresentou o menor número de contatos, 133 ou 5,8%. O segundo molar superior apresentou a maior prevalência de supracontatos, 33%.

Em (1983), Riise e Ericsson estudaram os contatos oclusais presentes em MI em indivíduos jovens e adultos sob pressões diferentes de fechamento.

Observaram que, em pressão leve, os contatos oclusais apresentavam-se em menor quantidade quando comparados à pressão alta independente do grupo. Porém, o número de contatos em pressão leve nos jovens (10,6 contatos) era significativamente maior do que nos adultos (7,4 contatos) e, em grande pressão, não houve diferença significativa entre os dois grupos (18,15 contatos).

Em (1987), Hochman e Ehrlich relataram que, na maioria das situações, as cúspides linguais dos molares superiores foram encontradas se posicionando em uma fossa central ou em uma crista marginal do arco oposto. Esta proporção diminuiu para os segundos e primeiros pré-molares, que apresentavam contatos nos planos inclinados, ou seja, vertentes em 36% e 67% dos casos, respectivamente.

Em (1990), Koriath analisou o número e localização dos contatos oclusais de dentes na posição intercuspídea entre caninos e segundos molares de 45 homens selecionados de um grupo de 752 adultos jovens com idade entre 17 e 24 anos. O critério de seleção foi: 1- dentição completa sem presença de restaurações (exceto para perda de terceiros molares); 2- Classe I de Angle sem tratamento ortodôntico prévio; 3- presença de overbite, overjet e linha média das arcadas superior e inferior coincidentes; 4- sem doença periodontal e 5- sem disfunção temporo-mandibular. O total de 666 contatos oclusais em dentes posteriores foi registrado sendo que o lado direito apresentou 346 contatos (média de 7,7 contatos; variação: 1-15) e o lado esquerdo apresentou 320 contatos (média de 7,1 contatos; variação 3-14). Aproximadamente 50% dos indivíduos tiveram entre 7-9 contatos no lado direito e 6-8 no lado esquerdo. No lado direito, a prevalência de contatos oclusais foi maior nos primeiros molares e no lado esquerdo os segundos molares, considerando o par de dentes. Esses contatos foram diminuindo em ordem tanto na maxila e mandíbula de acordo com o par: pré-molares, primeiros e segundos molares, caninos e primeiros pré-molares e finalmente caninos maxilares e mandibulares. Como o número de contatos pode ocorrer entre vários tipos de superfícies, o número de contatos dos pares também foi avaliado e observou-se a prevalência de maneira decrescente: 1, 2, 3, 4, 5 contatos oclusais por par e apenas um par de molares apresentou 6 pontos de contato.

Em (1991), Abrão estudou os contatos oclusais em 15 pacientes, com idade média de 14 anos, portadores de maloclusão Classe I e Classe II de Angle,

submetidos a tratamento ortodôntico e observou que os dentes que apresentaram o tipo de relação oclusal com maior frequência foi o de cúspide a uma crista marginal (37%). A relação cúspide-fossa demonstrou a incidência de 17% (3% do contato tipo tripodismo, 8% em bipodismo e 6% em monopodismo).

Em (2003), Gondim et al. realizaram um estudo experimental em 45 indivíduos com idades entre 15 e 61 anos (16 do gênero masculino e 29 do feminino) e avaliaram os contatos oclusais usando fita carbono e mapeamento. A amostra foi dividida em três grupos, com 15 componentes cada, da seguinte forma: (I) pacientes que apresentavam todos os dentes ou nenhum espaço protético, até o segundo molar; (II) pacientes parcialmente dentados sem substituição protética; (III) pacientes parcialmente dentados com qualquer tipo de substituição protética (próteses parciais fixas provisórias ou definitivas; próteses parciais removíveis ou próteses totais únicas). Concluíram que o número médio de contatos oclusais foi significativamente diferente e os maiores valores foram para o Grupo I (18,9 contatos oclusais posteriores) e os menores para o Grupo III (8,5 contatos oclusais posteriores).

Em (2012), Watanabe-Kanno e Abrão realizaram um estudo com o objetivo de definir e comparar os contatos oclusais em máxima intercuspidação em 26 indivíduos entre 12 e 18 anos, classificados em Classe I de Angle e má-oclusão Classe II Subdivisão 1, antes de iniciarem o tratamento ortodôntico. Após o registro dos maxilares com fita carbono, foi realizada análise com fotografias intrabuciais e modelos montados em articulador semi-ajustável. Os contatos oclusais foram classificados de acordo com os critérios estabelecidos como: tripodismo, bipodismo, monopodismo (respectivamente, três, dois ou um ponto de contato com a inclinação da fossa); cúspide em contato com crista marginal; cúspide em contato com duas cristas marginais; ponta de cúspide ao plano inclinado oposto; superfície a superfície e de ponta a ponta de cúspide. A maior concentração de contatos foi nos primeiros molares superiores e inferiores, com 39,12% para o grupo Classe I de Angle e 38,87% para o grupo Classe II Subdivisão 1, sendo que o primeiro pré-molar inferior apresentou a menor concentração de contatos. Já os contatos em crista marginal tiveram a maior prevalência na arcada superior nos grupos Classe I e Classe II Subdivisão 1, totalizando 71,58% e 66,23%, respectivamente e a menor prevalência na arcada inferior totalizando 28,42% e 33,77%, respectivamente. Os tipos de

contatos com maior prevalência no grupo Classe I de Angle foram superfície a superfície totalizando 21,52% e cúspide a crista marginal 20,68%, sendo que o contato tipo cúspide a duas cristas marginais foi localizado principalmente no segundo pré-molar com distribuição semelhante entre os arcos superior e inferior, totalizando 13,92%.

2.2 TENSÕES EM CRISTA MARGINAL DE DENTES

Os primeiros molares inferiores apresentam a maior frequência de contatos dentários quando comparados aos outros dentes e isso explica a importância do primeiro molar na mastigação (EHRlich; TAICHER, 1981). Suas cristas marginais são consideradas de importância primordial no fornecimento de resistência estrutural para a coroa (PALAMARA; PALAMARA; MESSER, 2002). Atualmente, estudos clínicos mostram fraturas coesivas da cerâmica de revestimento localizadas nas regiões de crista marginais de coroas ceramocerâmicas (SCHERRER et al., 2007; MARCHACK et al., 2008; SILVA et al., 2010; GUESS et al., 2011; RAIGRODSKI et al., 2012), entretanto não há dados que comprovam a sua prevalência.

Em (2002), Palamara, Palamara e Messer investigaram as tensões na crista marginal de pré-molares inferiores com análise de elementos finitos (FEA) e *strain gauge* em onze dentes humanos intactos, pré-molares mandibulares, extraídos por razões clínicas de rotina (normalmente por motivos ortodônticos). Quatro cargas pontuais concentradas de 100 N foram aplicadas no plano vestibulo-lingual: 1) vertical (0 °) com a fossa central; 2) vertical (0 °) com a cúspide vestibular; 3) a 45 ° com a vertente vestibular da cúspide vestibular; 4) em 45 ° com a vertente lingual da cúspide vestibular. Dois medidores de elemento único foram fixados em cada superfície proximal na junção cimento-esmalte, montados verticalmente e próximos à crista marginal. Os resultados mostraram que a crista marginal e a região de contato proximal são áreas de baixa tensão. Observaram também que as tensões cervicais eram muito maiores do que essas perto da crista marginal e, particularmente com a carga oblíqua sobre a cúspide vestibular, as tensões foram direcionadas mais para vestibular e lingual, em vez de proximal. Parcelas do vetor

de tensões nas superfícies proximais mostraram que a carga vertical na fossa central ou ponta de cúspide vestibular resultaram na principal zona de tensão na superfície proximal. Já os resultados com *strain gauge* mostraram que a região de maior tensão sempre foi localizada na junção cimento- esmalte, enquanto a crista marginal apresentava metade dessa tensão. Concluíram que como os padrões de distribuição de pressão em superfícies proximais são dependentes da posição e direção da aplicação de força, provavelmente os locais de aplicação de força que foram utilizados podem não representar totalmente a situação clínica, pois se baseando em padrões normais de oclusão, as cúspides de dentes opostos podem ocluir diretamente na própria área da crista marginal.

Em (2011), Benazzi et al. analisaram através de elementos finitos (FEA) a distribuição das deformações nos dentes sob condições de carregamento oclusal. Utilizaram um primeiro molar inferior para se investigar a distribuição de tensões que tinham como antagonistas coroas de primeiro molar e segundo pré-molar superiores. Os dentes foram escaneados de crânios humanos ocluídos em máxima intercuspidação por um tomógrafo computadorizado a fim de obter as imagens virtuais. A análise do ciclo de força de oclusão entre as coroas foi realizada no programa *Fingerprint Occlusal Analyser (OFA)* e os contatos durante o percurso oclusal foram gravados e quantificados. A distribuição de tensões oclusais no primeiro molar inferior foi selecionada e analisada em *STRAND7*, considerando as informações oclusais obtidas a partir dos resultados de OFA. Os contatos foram divididos em duas fases, sendo que a fase I recebeu carga de 150 N enquanto a fase II recebeu carga de 75 N. A crista marginal foi classificada como fase II e os autores concluíram que áreas de tensão estendem-se para a crista marginal mesial e distal, principalmente no terço mesial da face oclusal da coroa. Além disso, tensões de tração de nível elevado foram observadas nos sulcos vestibulares e na crista marginal distal. Os resultados indicaram que as cristas marginais podem ser consideradas áreas de tensão elevada, pelo menos nos molares inferiores.

Em (2013), Benazzi et al. compararam os padrões de distribuição de tensões em um segundo pré-molar inferior após receber três cargas oclusais convencionais e duas cargas oclusais com cenário mais realista, baseadas em quantidades e áreas de contatos oclusais. Os dentes de um crânio humano seco, ocluindo em máxima intercuspidação, foram digitalizados por meio de um micro

tomógrafo computadorizado. A análise do ciclo de força de oclusão entre as coroas foi realizada no programa *Fingerprint Oclusal Analyser (OFA)* e os contatos durante o percurso oclusal foram gravados e quantificados. A superfície dentária recebeu as cargas convencionais em um único ponto: caso 1, aplicação da carga no sulco central; caso 2, aplicação da carga na ponta da cúspide vestibular; caso 3, aplicação da carga na ponta da cúspide vestibular com angulação de 45°; caso 4, quantidade e extensão da área de contato sobre a cúspide vestibular do elemento 45; caso 5, quantidade e extensão da área de contato sobre toda a superfície oclusal do segundo pré-molar. Nos 5 casos o espécime recebeu a carga oclusal equivalente a 100 N. Os resultados indicaram que a distribuição de tensão muda completamente quando a carga é transferida para a ponta de cúspide vestibular (caso 2), causando tensões de tração na parede mésio-vestibular da coroa, no sulco central atravessando a crista marginal mesial e na face lingual da raiz. A distribuição de tensão observada para o caso 4 e caso 5 foram muito semelhantes, mas diferem consideravelmente dos casos 1, 2 e 3. Em ambos os casos (casos 4 - 5), tensões elevadas de tração concentraram-se principalmente na parede mésio-vestibular da coroa, também se estendendo a face vestibular e disto-vestibular do terço cervical da coroa. Tensões também apareceram nos sulcos da superfície oclusal, em sulcos secundários próximos a crista marginal, e em menor escala, na crista marginal distal. Concluíram que as cristas marginais podem ser consideradas como áreas de estresse aumentado, cargas oclusais mais realistas são importantes para o desenvolvimento de próteses dentárias e melhoria de materiais para restauração do dente.

2.3 DESENHO DA INFRAESTRUTURA

A infraestrutura tem como principal objetivo oferecer suporte estrutural rígido à cerâmica de revestimento e impedir tensões de flexão, deformação ou tracionamento, podendo assim inibir o surgimento de possíveis trincas e fraturas (MILLER, 1977; MARCHACK et al., 2008). Além disso, no caso da infraestrutura metálica, sua forma pode propiciar um suporte adequado para a cerâmica de revestimento, tanto quanto à espessura, que pode aumentar a rigidez do metal

diminuindo assim a possibilidade de ocorrer a flexão e subsequente fratura da porcelana. Esses fatores são importantes para aumentar a longevidade da prótese metalocerâmica (SHELBY, 1962b; MUMFORD, 1965; STRAUSSBERG; KATZ; KUWATA, 1966).

Outros fatores específicos também contribuem para aumentar a resistência à fratura: 1- espessura do metal entre 0,3 e 0,5 mm; 2- presença de cinta lingual e de poste proximal; 3- união entre metal e porcelana em ângulo reto; 4- distância de 2,0 mm entre o contato oclusal e 5- espessura da porcelana uniforme, variando entre 1,0 e 1,5 mm (MILLER, 1977; STEIN; KUWATA, 1977; SCHMITTER et al., 2009). Segundo Mclean (1983), como a cerâmica de revestimento possui baixa resistência à tração, sua espessura deveria ser entre 1,5 e 2,0 mm. Entretanto, Naylor (1992) destacou que a espessura da cerâmica pode variar de acordo com a região a ser aplicada, no caso da região cervical, a espessura de 1,0 mm é considerada ideal. Contudo, (ROSENSTIEL; LAND; FUJIMOTO, 2002) relataram que a espessura ideal deveria ser entre 1,0 e 2,0 mm, para que não ocorra um aumento do potencial de fratura do material.

Em (1992), Naylor também descreveu outras principais funções e características das infraestruturas: 1- promover assentamento e selamento da margem da prótese no dente preparado; 2- a infraestrutura metálica deve formar a camada de óxido capaz de promover a união química entre metal e cerâmica de revestimento; 3- a espessura da infraestrutura sofrerá variações de acordo com o tipo de liga; 4- a infraestrutura deverá restaurar o perfil de emergência em situações nas quais a estética não estará comprometida.

Alguns fatores indesejados, também podem propiciar a formação de estresse ocasionando a falha das próteses, estes são: 1- diferenças elevadas (maiores que 10%) entre o coeficiente de expansão térmica da cerâmica de revestimento e do metal; 2- ângulos internos agudos nas infraestruturas e 3- deformação da infraestrutura (KORNFELD, 1974).

Sabendo que as cerâmicas são consideradas materiais friáveis, uma margem de segurança para a infraestrutura cerâmica e metálica é requerida, pois apresentam cerâmicas de revestimento semelhantes. Deste modo, as infraestruturas devem ser reforçadas com a cinta lingual com 2,0 mm de altura estendendo-se até

as faces proximais e com espessura de 1,0 mm, principalmente quando se trata de molar (MCLAREN, 1998). Além disso, quando as infraestruturas de Y-TZP são confeccionadas seguindo a anatomia dentária, a resistência final das coroas ceramocerâmicas se torna superior (SUNDH; SJOGREN, 2004).

Em (2008), Marchack et al. relataram que há poucos estudos científicos sobre o desenho ideal para infraestruturas cerâmicas e metálicas.

2.3.1 Estudos laboratoriais

Em (1971), Craig, El-Ebrashi e Peyton estudaram a distribuição de estresse em coroas metalocerâmicas com infraestruturas de ligas áureas. Confeccionaram seis tipos de desenhos de infraestruturas no sentido vestibulo-lingual e cinco no sentido mesio-distal. O material fotoelástico utilizado para simular o módulo de elasticidade da dentina, ouro e porcelana foi o plástico. Os resultados mostraram que quando a infraestrutura é completamente coberta por cerâmica, a dentina do dente pilar sofre maior quantidade de estresse quando comparada as coroas com cinta lingual. Ao comparar os desenhos no sentido mesio-distal, o poste proximal transferiu menor quantidade de estresse para a dentina subjacente. Concluíram que a cinta lingual e o poste proximal ofereceram maior suporte para a cerâmica de revestimento e proporcionaram menor quantidade de estresse para os dentes pilares.

Em (1976), Warpeha e Goodkind avaliaram desenhos de infraestruturas para coroas metalocerâmicas, os quais apresentavam ângulos agudos e arredondados. Os espécimes receberam compressão axial por meio da máquina de ensaio universal (velocidade 1,27 mm/min) e os resultados mostraram que os ângulos agudos geraram mais estresse à cerâmica, ocasionando assim a falha destes espécimes com cargas significativamente menores. Concluíram que se deve evitar ângulos agudos na infraestrutura.

Em (2002), Ulusoy e Toksavul estudaram a resistência das coroas metalocerâmicas com desenhos de infraestruturas diferentes para se confeccionar

os ombros cerâmicos. Cinco grupos com desenhos diferentes foram testados na forma de incisivo central superior: 1- I.E. metálica com colar metálico em todo término cervical da vestibular; 2- I.E. metálica terminando no ângulo axiogengival; 3- I.E. metálica terminando 0,5 mm aquém do ângulo axiogengival; 4- I.E. metálica terminando 1,0 mm aquém do ângulo axiogengival; 5- I.E. metálica terminando 1,5 mm aquém do ângulo axiogengival. Cada grupo era composto por cinco espécimes cimentados em troquéis metálicos. Logo, os espécimes foram ciclados termicamente e submetidos ao teste de compressão axial, incidindo na borda incisal das coroas, paralelo ao longo eixo dentário com a velocidade de 1 mm/min até fraturar. Após comparações individuais entre os grupos, os resultados mostraram que só não houve diferença entre os grupos 1 e 2.

Em (2009), Bonfante et al. avaliaram coroas metalocerâmicas e ceramocerâmicas de pré-molares superiores de alumina infiltrada por vidro (In-Ceram) com dois projetos de I.E., convencional e modificado. O primeiro projeto (convencional) apresentava infraestruturas metálicas e cerâmicas com espessura uniforme de 0,5 mm e o segundo projeto (modificado) apresentava infraestruturas com cinta lingual de 2,0 mm unindo-se a postes proximais de 3,5 mm, ambos com 1,0 mm de espessura. Quatro grupos foram criados, sendo dois grupos de coroas metalocerâmicas e outros dois de coroas ceramocerâmicas, ambos com I.Es. convencionais e modificadas. Cada grupo possuía um total de 10 coroas. Teste de compressão axial com velocidade de 0,5 mm/min foi realizado até à fratura nas coroas já cimentadas sobre troquéis de metal. Uma esfera de tungstênio de 6,25 mm de diâmetro foi usada como endentador metálico para aplicar a força na fossa central das coroas. Os resultados mostraram um aumento na resistência final de coroas com infraestrutura modificada. Concluíram que quando a cinta lingual e o poste proximal são utilizados, há um aumento na resistência final da coroa e uma diminuição na extensão dos danos.

No mesmo ano, Rosentritt et al. (2009) avaliaram quatro tipos diferentes de desenho de infraestrutura para materiais cerâmicos de zircônia. O primeiro grupo apresentava espessura uniforme de 0,5 mm; o segundo grupo apresentava espessura variando entre 0,6 e 0,8 mm com pouco suporte oclusal; o terceiro grupo com espessura variando entre 0,5 e 1,3 mm com suporte oclusal aumentado e o quarto grupo com espessura variando entre 0,5 e 1,3 mm com formato anatômico

principalmente na região de cúspides. Os espécimes apresentavam a forma de um primeiro molar superior. Testes de ciclagem térmica e dinâmica foram realizados, sendo o último com carga de 50 N e $1,2 \times 10^6$ ciclos. Nesta pesquisa foi utilizada como antagonista uma coroa metalocerâmica de molar. Os resultados mostraram que as fraturas coesivas na cerâmica de revestimento se apresentaram de maneira diferente para cada grupo. As infraestruturas com formato anatômico apresentaram os melhores resultados, contudo, não foram capazes de inibir o surgimento das fraturas coesivas. As infraestruturas com espessura uniforme de 0,5 mm apresentaram os piores resultados. Concluíram que a infraestrutura anatômica proporciona uma camada uniforme e maior suporte para a cerâmica de revestimento, o que gera uma diminuição na extensão dos danos.

Em (2010), Lorenzoni et al. avaliaram coroas metalocerâmicas e ceramocerâmicas de alumina infiltrada por vidro e zircônia (Y-TZP) com dois tipos de desenho da infraestrutura. As coroas tinham forma de um primeiro molar inferior e réplicas de resina composta de um dente de manequim odontológico preparado foram utilizadas como substrato por apresentarem módulo de elasticidade similar a dentina humana. No total 60 coroas foram confeccionadas, sendo que cada grupo apresentava infraestruturas convencionais (espessura uniforme de 0,5 mm) e infraestruturas modificadas (cinta lingual de 2,0 mm unindo-se a postes proximais de 3,5 mm, ambos com espessura de 1,0 mm e o restante da I.E. com 0,5 mm). Após a cimentação das coroas com cimento resinoso, as mesmas foram cicladas dinamicamente 10^6 vezes em água 37°C (± 2 °C) com carga variando entre 30-300 N. Um endentador esférico metálico com raio de 3,18 mm foi utilizado para se aplicar a carga na superfície oclusal das coroas. Observaram que as coroas de alumina foram as únicas a apresentarem fraturas catastróficas (fratura da I.E. e cerâmica de revestimento) independente do tipo de desenho da infraestrutura, já as coroas de Y-TZP apresentaram danos internos e fraturas na cerâmica de revestimento, entretanto, quando essas fraturas aconteciam nas coroas modificadas, a extensão do dano era menor. As coroas metalocerâmicas não apresentaram fratura coesiva na cerâmica de revestimento, independente do tipo de desenho empregado.

Em (2011), Kokubo et al. avaliaram a influência de quatro tipos de desenhos de infraestruturas de Y-TZP. O primeiro grupo era formado por infraestrutura convencional com espessura uniforme de 0,6 mm, o segundo grupo por

infraestrutura convencional com 0,6 mm de espessura, exceto para o término que apresentava cinta com 1 mm de espessura para o apoio da cerâmica de revestimento, o terceiro grupo apresentava a anatomia oclusal côncava com dois planos inclinados na região de cúspide e o quarto grupo apresentava superfície oclusal plana se estendendo horizontalmente até a linha do término. As coroas receberam forma anatômica do primeiro molar inferior e, após a cimentação nos troquéis metálicos com cimento resinoso, foi realizado o teste de compressão vertical e de 45° graus com velocidade de 0,5 mm/min até à fratura do espécime. Os resultados mostraram que o terceiro grupo apresentou resistência maior nas duas direções de carga. Todas as fraturas na cerâmica de revestimento surgiram do contato de aplicação da carga se estendendo até as faces vestibulares e proximais. Concluíram que as fraturas na cerâmica de revestimento sofrem influência do desenho da infraestrutura.

Em (2011a), Silva, Bonfante, et al. avaliaram o desenho da infraestrutura das coroas de Y-TZP com forma anatômica do primeiro molar inferior. Compararam dois grupos, sendo o primeiro com o desenho da infraestrutura convencional de 0,5 mm de espessura e o segundo com cinta lingual com altura de 2,5 mm e espessura de 1,0 mm se estendendo para as faces proximais e o restante com espessura de 0,5 mm. Foram utilizados dezessete espécimes para cada grupo. Para que se obtivesse uma anatomia semelhante entre as coroas, uma matriz de silicone foi utilizada e a cimentação dos espécimes foi feita sobre troquéis de resina composta, pois apresentam módulo de elasticidade semelhante à dentina. O teste utilizado foi o de fadiga acelerada com deslizamento lateral. As coroas se encontravam submersas em água e a ciclagem era realizada em três diferentes magnitudes. As magnitudes leve, moderada e agressiva apresentavam variação de carga de 50 a 800 N e a quantidade de 190 mil, 180 mil e 150 mil ciclos, respectivamente. A simulação do movimento mastigatório era realizada com endentador metálico de diâmetro de 6,25 mm deslizando sobre a superfície oclusal. Os resultados mostraram maior resistência para as coroas com infraestruturas modificadas e o principal fator causador de danos foi a fadiga. Concluíram que a modificação no desenho da infraestrutura não foi capaz de inibir as fraturas coesivas na cerâmica de revestimento, entretanto quando esta ocorria, a extensão dos danos era menor.

Em (2011), De Paula avaliou se a modificação do desenho da infraestrutura e a alteração do protocolo de resfriamento durante a fase de glaze são capazes de melhorar a resistência das coroas ceramocerâmicas com infraestruturas de zircônia. Quarenta coroas unitárias com infraestruturas de zircônia (IPS e.max ZirCAD - Ivoclar Vivadent) na forma de molares foram confeccionadas sobre preparos padronizados e divididos em 4 grupos: ZrCRP (coroas com infraestruturas convencionais e resfriamento padrão), ZrMRP (coroas com desenho de infraestrutura modificado e resfriamento padrão), ZrCRL (coroas com infraestruturas convencionais e resfriamento lento) e ZrMRL (coroas com desenho de infraestrutura modificado e resfriamento lento). As infraestruturas com desenho convencional apresentavam espessura uniforme de 0,5 mm e as com modificação apresentavam espessura de 0,5 mm acrescentadas da cinta lingual de 2,0 mm de altura e postes proximais com 3,5 mm de altura, ambos com 1,0 mm de espessura. As coroas foram cimentadas com cimento resinoso (Rely X ARC) sobre réplicas de resina composta do preparo. As coroas foram submetidas ao teste de resistência à fadiga por meio da ciclagem dinâmica em água (10^6 ciclos ou até a fratura com carga variando de 30-300 N). Um endentador de aço inoxidável aplicava a carga axialmente no centro da coroa entre as duas vertentes linguais e vestibulares. A ciclagem era interrompida em intervalos de 125 mil ciclos à procura de danos com auxílio de estereomicroscopia. Ao final, as coroas fraturadas eram submetidas à microscopia eletrônica de varredura e as coroas sem fraturas eram incluídas em resina epóxi e polidas sequencialmente para a análise dos danos. Os resultados não indicaram diferença estatística entre os desenhos de infraestrutura, entretanto o resfriamento lento mostrou-se significativamente melhor na prevenção dos danos.

Em (2012), Silva et al. avaliaram coroas metalocerâmicas convencionais (0,5 mm de espessura) e ceramocerâmicas com infraestrutura convencional e modificada (cinta lingual de 2,5 mm estendendo-se para as proximais com espessura de 1 mm). Todas as coroas foram cimentadas com cimento resinoso sobre troquéis de resina composta após terem permanecido submersas em água por trinta dias. Após a cimentação os espécimes foram mantidos em água por no mínimo 7 dias. Criaram um total de quatro grupos com 21 espécimes em cada, sendo que três grupos foram formados de coroas de Y-TZP, nos quais o primeiro apresentava-se coroas com infraestrutura convencional recebendo carga na cúspide disto-vestibular, o segundo

grupo tinha a infraestrutura convencional e recebia carga na cúspide méso-lingual e o terceiro grupo apresentava-se com infraestrutura modificada recebendo carga na cúspide méso-lingual. Avaliaram as coroas previamente à ciclagem através da análise de elemento finito, depois realizaram o ensaio de fadiga acelerada (velocidade de 1mm/min) com uma máquina de ensaio universal sobre três coroas de cada grupo sob diferentes perfis (leve, moderado e agressivo). Em seguida, realizaram outro teste com a máquina de ciclagem eletrodinâmica sobre todas as coroas, com carga de 200 N até 100.000 ciclos, utilizando também endentadores esféricos de tungstênio com diâmetro de 6,25 mm aplicando carga até à fratura ou sobrevivência. Observaram que os níveis de tensão são maiores para as coroas de Y-TZP independente do desenho das infraestruturas, já para os testes de ciclagem, as coroas de Y-TZP com infraestrutura modificada apresentaram comportamento semelhante às coroas metalocerâmicas de infraestrutura convencional e as cúspides vestibulares apresentaram maior resistência quando comparadas as linguais. Concluíram que o desenho modificado da infraestrutura de Y-TZP oferece maior confiabilidade.

Em (2012), Mainjot et al. avaliaram a quantidade de tensão residual das cerâmicas de revestimento após serem aplicadas sobre infraestruturas de zircônia de diferentes espessuras. As infraestruturas eram constituídas de discos de Y-TZP que apresentavam diâmetro de 20 mm, com as seguintes espessuras: Grupo 1 com 0,5 mm (n = 2), grupo 2 com 0,7 mm (n=2), grupo 3 com 1,0 mm (n=2), grupo 4 com 1,50 mm (n=2), grupo 5 com 2,0 mm (n=2), grupo 6 com 3,0 mm (n=2). A cerâmica de revestimento do tipo dentina foi aplicada em três camadas até se obter a espessura de 1,5 mm. Avaliaram também os espécimes de acordo com o protocolo de resfriamento, o empregado em laboratórios e o de forma lenta. Perfurações centralizadas nos corpos de prova foram realizadas com uma máquina de *Computer Aided Design – Computer Aided Manufacturing* (CAD-CAM), esperou-se 10 min para seu resfriamento completo, em seguida testes para avaliação de tensões de compressão na superfície e de tensões de tração na profundidade da maioria dos espécimes foram realizados com auxílio de *strain gages*. Os resultados mostraram que tanto a espessura da infraestrutura quanto o protocolo de resfriamento lento influenciam no estresse da cerâmica de revestimento estratificada. Concluíram que os grupos com espessura menor que 1,5 mm apresentaram tensões desfavoráveis,

entretanto a indicação clínica de Y-TZP com infraestrutura mais espessa se tornaria limitada.

Em (2013), Guess et al. avaliaram o efeito do desenho da infraestrutura e de técnicas de aplicação (estratificada e prensada) da cerâmica de revestimento em coroas de Y-TZP. Utilizaram uma coroa de molar inferior de manequim como modelo. Dois diferentes grupos de infraestrutura foram criados, o primeiro possuía a infraestrutura convencional com espessura uniforme de 0,5 mm e o segundo apresentava-se de forma anatômica propiciando a espessura de 1,0 mm para a cerâmica de revestimento. As infraestruturas foram revestidas por cerâmica tanto pela técnica estratificada como prensada. Todas as coroas foram cimentadas com cimento resinoso sobre troquéis de resina composta após terem permanecido submersas em água por trinta dias. Estas coroas também foram mantidas em água após sua cimentação por no mínimo 7 dias. O teste de resistência utilizado foi o ensaio de fadiga acelerada. Inicialmente foi realizado um teste de compressão axial com uma máquina de ensaio universal (velocidade de 1mm/min) sobre três coroas de cada grupo para determinar os perfis de estresse a serem empregados. Em seguida, as amostras para cada grupo (n=21) foram testadas numa máquina de fadiga eletrodinâmica com 2 Hz de frequência e indentador de 3,18 mm de raio que deslizava sobre a cúspide méso-lingual. Os espécimes de cada grupo foram dispersos para o emprego de cada perfil (leve, moderado e agressivo). As magnitudes apresentavam uma variação de carga de 50 a 650 N e a quantidade de 140 mil ciclos, sendo que somente o perfil agressivo recebia 110 mil ciclos. De acordo com os resultados a cerâmica de revestimento prensada apresentou maior susceptibilidade à fratura e a infraestrutura anatômica propiciou redução da extensão da fratura tanto para cerâmica estratificada quanto para prensada, podendo aumentar a longevidade de coroas nas aplicações clínicas.

2.3.2 Estudos clínicos

Em (2008) num relato de caso, Marchack et al. indicaram o uso do desenho de infraestrutura modificada para coroas ceramocerâmicas de Y-TZP com objetivo

de fornecer espessura uniforme da cerâmica de revestimento e contribuir para diminuição de fraturas coesivas e danos na cerâmica de revestimento.

Em um estudo de acompanhamento clínico de 3 anos Tinschert et al. (2008) avaliaram 15 PPF anteriores e 50 PPF posteriores com infraestrutura de zircônia e observaram ausência de fratura da infraestrutura, entretanto as fraturas coesivas nas cerâmicas de revestimento foram detectadas nas próteses posteriores e somaram 15% em 3 anos. Especularam que a falta de suporte para a cerâmica de revestimento poderia ser o motivo das fraturas.

Em (2009), Schmitter *et al.* realizaram um estudo de avaliação clínica de próteses parciais fixas ceramocerâmicas extensas com acompanhamento de 2 anos. Trinta próteses possuindo 4 a 7 elementos dentários, comprimento de 36 a 46 mm, presença de infraestrutura de forma anatômica e com espessura de 0,5 mm foram confeccionadas. Dezenove instaladas na região posterior e onze na região anterior. Os conectores tinham área equivalente a 9 mm². Puderam observar, mesmo sendo em um período curto de tempo, 1 fratura de infraestrutura na região do conector de uma prótese fixa posterior, fratura esta provocada por um desgaste cometido pelo técnico em laboratório dentário, e apenas uma fratura coesiva na cerâmica de revestimento de um segundo molar. Concluíram que o desenho da infraestrutura com formato anatômico foi fundamental para os baixos índices de fratura nas cerâmicas de revestimento.

Em (2010), Pogoncheff e Duff relataram um caso clínico de coroa ceramocerâmica de Y-TZP com infraestrutura de desenho modificado, com postes proximais e uma cinta lingual, para substituir uma coroa metalocerâmica de segundo molar superior a qual apresentava fratura coesiva na cerâmica de revestimento localizada na crista marginal mesial. Os autores comentaram que fraturas coesivas localizadas nas paredes proximais são fatos recorrentes.

Em (2011), Marchack et al. relataram casos clínicos de coroas ceramocerâmicas unitárias e reabilitação com prótese parcial fixa (PPF) de Y-TZP. As mesmas foram utilizadas para reabilitar regiões posteriores com pouca distância interoclusal. Para tal, a infraestrutura de zircônia foi projetada para receber cerâmica de revestimento somente na face vestibular. Os contatos oclusais foram

estabelecidos diretamente sobre a infraestrutura de zircônia, a fim de diminuir a possibilidade de fratura coesiva na cerâmica de revestimento.

Em (2012), Schmitter et al. reavaliaram, através de um estudo de acompanhamento clínico de 5 anos, próteses parciais fixas ceramocerâmicas extensas com desenho da infraestrutura de forma anatômica e com espessura de 0,5 mm. Das trinta próteses instaladas no início do estudo, apenas vinte e duas foram reavaliadas. Identificaram quatro falhas irreparáveis (duas fraturas de conectores, uma fratura da cerâmica de revestimento, uma fratura do dente pilar). As fraturas coesivas reparáveis foram encontradas em sete próteses após um período médio de 40 meses. As fraturas coesivas irreparáveis e reparáveis incidiram em 27% das próteses. Concluíram que próteses posteriores extensas com conectores de diâmetro reduzido (9 mm²) podem significar risco elevado ao surgimento de complicações.

2.4 CARACTERÍSTICAS DOS DANOS EM CERÂMICAS

Os estudos clínicos e laboratoriais são capazes de fornecer informações importantes para auxiliar a melhora da resistência dos materiais (KELLY; TESK; SORENSEN, 1995). Atualmente, com a evolução da análise das características dos danos nas cerâmicas, pode-se obter a resposta para o local de origem da trinca e sua direção de propagação. Geralmente, as trincas estão vinculadas a defeitos de processamento, sejam estes: porosidade, bolhas, aspereza superficial, inclusão de impurezas e defeitos inerentes ao material, estresse residual e presença de microtrincas (MARCHACK et al., 2008; TINSCHERT et al., 2008; COELHO et al., 2009a; FISCHER et al., 2009; SWAIN, 2009). Além disso, na grande maioria dos casos a resultante destas trincas pode ser a fratura, que por sua vez recebe influência direta do carregamento mecânico ou da função mastigatória (KELLY; CAMPBELL; BOWEN, 1989; SCHERRER et al., 2006).

Quando o limite de tenacidade à fratura da cerâmica é ultrapassado, o carregamento mecânico é capaz de acelerar a formação de fraturas. Nesse momento a trinca passou de um testado estável para instável (KELLY et al., 1990).

Quando estas fraturas estão associadas à fadiga, ou seja, carregamentos repetidos de pequena magnitude, falhas pré-existentes no material podem ter aumentado a concentração de estresse em algumas regiões diminuindo assim a sua resistência (WISKOTT; NICHOLLS; BELSER, 1995). Uma das formas de se diminuir a extensão e a agressividade destas falhas são por meio da utilização de um suporte adequado para a cerâmica de revestimento (LAWN; DENG; THOMPSON, 2001).

O ambiente aquoso também tem papel importante na fadiga, pois as moléculas de água reagem com a rede de silicato da cerâmica feldpática para formar terminais hidroxila ligados ao silício. Como os terminais hidroxila não se ligam entre si, a formação de falhas na cerâmica acontece (WISKOTT; NICHOLLS; BELSER, 1995). Além disso, o carregamento cíclico atua como bomba hidráulica impulsionando água no interior da trinca, o que atua como coadjuvante no processo das falhas (WISKOTT; NICHOLLS; BELSER, 1995).

Na prática clínica, a sobrevivência das coroas ceramocerâmicas depende da combinação de fatores, como as propriedades mecânicas do material e dos procedimentos laboratoriais e clínicos (usinagem, desgastes, jateamento e carregamento oclusal) (ZHANG et al., 2006), sendo que seu desempenho têm sido menor do que o esperado para coroas em dentes posteriores (REKOW; ZHANG; THOMPSON, 2007).

O entendimento e a caracterização dos danos por meio de testes laboratoriais que simulam o ambiente bucal são de extrema importância na análise da resistência e longevidade de cada sistema (LAWN; DENG; THOMPSON, 2001), sendo que os testes de 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 (REKOW; ZHANG; THOMPSON, 2007). Os autores Wiskott, Nicholls e Belser (1995) vão além ao relatarem que os trabalhos experimentais por intermédio da ciclagem dinâmica devem ter, no mínimo, 10^6 ciclos. Entretanto, a validação desses testes laboratoriais é dada com a comparação e semelhança entre danos encontrados no ambiente clínico e laboratorial (COELHO et al., 2009a; SILVA et al., 2011b).

A análise esteriomicroscópica permite a observação da superfície da cerâmica trincada. Consegue-se visualizar o espécime em três dimensões (3D), o

que facilita a localização e caracterização dos danos (SCHERRER; QUINN; QUINN, 2008). Eles podem apresentar-se das seguintes formas: trincas superficiais do tipo cone (*cone crack*) tendo como origem a área de indentação, podendo ser subdividido em cone externo (*outer cone*) para ângulos de aproximadamente 22° e cone interno (*inner cone*) para ângulos maiores que 22°; deformação de quasiplasticidade (*quasiplasticmode*), que se caracteriza pela formação de micro-trincas coalescentes sob a zona de indentação e trincas radiais (*radial cracks*) originadas na superfície inferior da cerâmica de revestimento devido à zona de tração formada pela flexão da estrutura durante a aplicação de carga, sendo que estas podem ser relacionadas com as fraturas catastróficas (LAWN; DENG; THOMPSON, 2001; KIM et al., 2007).

A análise das fraturas, também conhecida como Fractografia, também é iniciada no estereomicroscópio para o pré-estabelecimento dos danos. Como meio de maximizar a análise a microscopia eletrônica de varredura (MEV) atua como ferramenta primordial (SCHERRER; QUINN; QUINN, 2008). Ela tem a capacidade de analisar as características resultantes da interação e propagação das trincas e os campos de tensões com a microestrutura do material. A linha de fratura deixa marcas superficiais que são vitais no fornecimento de evidências científicas para determinação das origens e causas das falhas. As marcas deixadas pela linha de fratura podem ser classificadas como (SCHERRER et al., 2006; QUINN, 2007b):

Mirrors: região localizada na origem da fratura, caracterizada por ser suave, lisa e reflexiva. A propagação das trincas nessa região é muito lenta, com isso não causam bifurcação e deflexão.

Mist: região áspera, menos reflexiva e esfumada proveniente da dissipação da energia que se encontrava armazenada, resultando no aumento da velocidade de propagação das trincas. Não são encontrados em materiais policristalinos como alumina e Y-TZP.

Hackle: são linhas paralelas à direção de propagação da trinca, provenientes da velocidade máxima desta propagação, entretanto, sem energia disponível para criar uma trinca secundária.

Wake-hackle: são rastros formados quando a trinca em propagação encontra-se com uma porosidade. São excelentes indicativos do sentido da propagação de trincas.

Twist hackle: surgem quando o eixo de tensão principal da fratura sofre uma rotação lateral, se ramificando em feixes paralelos e não coplanares. Este eixo de rotação é energeticamente desfavorável para a propagação da trinca.

Arrest lines: são linhas parabólicas perpendiculares à propagação da trinca. São formadas em uma direção ligeiramente diferente após a pausa desta propagação. A origem da fratura está apontada para o lado côncavo delas.

Compression curl: é caracterizado por uma borda curva localizada nas superfícies opostas às zonas de flexão ou tração, formada previamente ao lascamento do espécime. Sua formação se deve ao início da linha de fratura na zona de flexão e quando sua propagação se aproxima da zona oposta de compressão, logo há uma diminuição da sua velocidade e uma mudança de direção para perpendicular à região tratada.

Em (2007), Kim et al. avaliaram os modos de danos em espécimes metalocerâmicos e ceramocerâmicos retangulares e planos. Foram criados 3 grupos: 1- Infraestrutura metálica de liga áurea; 2- Infraestrutura metálica de liga prata-paládio; 3- Infraestrutura cerâmica de Y-TZP (0,5 mm de espessura). Uma cerâmica de revestimento compatível com cada sistema e transparente, com espessura equivalente a 0,7 mm foi aplicada sobre as I.E. Em seguida, foram cimentadas sobre substratos de resina composta (Z100 – 3M ESPE), simulando assim um substrato dentinário. O teste de resistência à fadiga em água foi realizado com auxílio de um endentador metálico, composto de tungstênio (3,18 mm de raio), direcionando a carga cíclica de 0 a 200 N e frequência de 1,5 Hz axialmente. Os espécimes foram analisados em determinados intervalos de ciclos à procura de danos por intermédio de um microscópio de luz polarizada. As trincas do tipo cone externo (*outer cone*) surgiram rapidamente em todos os grupos após poucos ciclos e foram localizados ao redor do ponto de carregamento. As trincas do tipo cone interno (*inner cone*) podem ser o resultado da penetração da água na trinca associada a força do carregamento cíclico. Neste caso, as mesmas surgiram em todos os grupos. Nos casos das trincas radiais (*radial cracks*), as infraestruturas que

apresentam alta dureza e alto módulo de elasticidade, como as ligas de prata-paládio e Y-TZP inibem o seu surgimento, diferentemente das infraestruturas de ligas áureas que são mais maleáveis.

Em (2008), Zahran et al. compararam o modo de falhas de coroas ceramocerâmicas de Y-TZP com coroas feldspáticas fabricadas pelo método CAD/CAM através do teste de resistência à fadiga. Preparou-se um primeiro molar inferior artificial para receber uma coroa total e, a partir dele, réplicas de resina epóxi foram reproduzidas por apresentarem módulo de elasticidade semelhante à dentina humana. Foram criados dois grupos contendo 10 corpos de prova cada: 1- coroas monolíticas feldspáticas; 2- coroas ceramocerâmicas com I.E. de Y-TZP cobertas com cerâmica de revestimento compatível com o sistema. As coroas tinham a espessura de 0,7 mm para infraestrutura de Y-TZP e de 1,5 mm na superfície oclusal da coroa total. Após a cimentação das coroas nos seus respectivos troquéis de resina epóxi, deu-se início à ciclagem dinâmica com carga variando de 50 a 600 N e frequência de 20 Hz por intermédio de um endentador metálico de 3 mm de diâmetro até serem completados 500 mil ciclos. Logo, os danos foram avaliados em um estereomicroscópio de luz polarizada. Os espécimes sem fratura foram seccionados para que os danos internos pudessem ser avaliados microscopicamente. Os resultados mostraram que todas as coroas monolíticas sobreviveram à ciclagem sem evidência aparente de danos, no entanto as coroas de Y-TZP apresentaram trincas (60%) e fraturas (40%) somente da cerâmica de revestimento. Com o auxílio da microscopia eletrônica de varredura notou-se a exposição da I.E. de Y-TZP em algumas regiões dos corpos fraturados, além disso encontraram uma grande quantidade de bolhas na cerâmica de revestimento e confirmaram que algumas falhas na cerâmica de revestimento são inerentes ao processo de fabricação.

Em (2009), Aboushelib, Feilzer e Kleverlaan realizaram um estudo para correlacionar o modo de fratura de coroas ceramocerâmicas de Y-TZP de origem clínica e de origem laboratorial utilizando os princípios da fractografia. As coroas clínicas fraturadas foram coletadas, preparadas e através de sua duplicação realizou-se a análise fractográfica. No caso das coroas laboratoriais, aplicou-se no primeiro estágio o teste de resistência a fadiga com ciclagem dinâmica em água (10 mil ciclos, carga máxima de 200 N) e no segundo estágio o teste de resistência à

fratura com carga axial e velocidade de 1 mm/min. Um endentador metálico foi posicionado no mesmo local de contato do dente antagonista do seu homólogo clínico. Diferenças significativas foram encontradas entre o modo de falha e o nível de estresse das coroas laboratoriais comparada com as clínicas. Comentaram que os modos de falha desenvolvidos nas coroas clínicas apresentam-se como danos que progrediram lentamente, ou seja, oriundos da fadiga (*arrest lines e hackle lines*), enquanto que o teste compressivo axial utilizado no estudo formaram danos abruptos.

Em (2009a), Coelho, Silva e Bonfante et al. avaliaram se as coroas ceramocerâmicas de Y-TZP submetidas ao teste de fadiga apresentam o mesmo modo de dano encontrado clinicamente. Dezesete coroas anatomicamente padronizadas confeccionadas a partir de um molar inferior foram cimentadas sobre troquéis de resina composta (Z100 – 3M ESPE). Sua infraestrutura apresentava espessura de 0,5 mm e a cerâmica de revestimento utilizada era compatível com o sistema. Realizou-se o teste de fadiga acelerada com deslizamento lateral em água por intermédio de um endentador metálico de 6,25 mm de diâmetro com total de 50 mil ciclos e 600 N de carga máxima. Com auxílio do estereomicroscópio de luz polarizada e microscopia eletrônica de varredura os dados foram analisados e comparados com os dados clínicos previamente publicados. Quase todos os corpos de prova apresentaram fratura na cerâmica de revestimento sob o local de contato com endentador não atingindo a região de interface e somente um corpo de prova não apresentou fratura, entretanto uma trinca se estendendo até a infraestrutura foi encontrada. Os autores observaram semelhança do modo de falha entre os danos encontrados neste ambiente laboratorial com o ambiente clínico relatado.

Em (2009), Guess, Zhang e Thompson avaliaram espécimes ceramocerâmicos cuja infraestrutura era de Y-TZP e a cerâmica de revestimento foi confeccionada a partir de duas técnicas: convencional e prensada. Os corpos de prova tinham o formato plano e o teste a ser utilizado foi o de fadiga acelerada com deslizamento lateral em água. Observou-se rápida formação dos danos do tipo cone interno atingindo a infraestrutura sem haver propagação de trinca na interface e na infraestrutura. Encontrou-se na região de contato com endentador a deformação de quasiplasticidade e ao seu redor a presença de trincas. Fraturas coesivas não foram observadas, pois o teste era finalizado assim que as trincas atingiam a região de

interface. Concluíram que os danos encontrados na cerâmica de revestimento são similares aos descritos em ambiente clínico.

Em (2009b), Coelho, Silva, Thompson, et al. avaliaram coroas ceramocerâmicas com infraestrutura de Y-TZP através do teste de fadiga. Confeccionaram coroas padronizadas as quais possuíam a espessura de 0,5 mm para infraestrutura e uma cerâmica de revestimento compatível com o sistema. Logo, os corpos de prova foram cimentados sobre as réplicas de resina composta e o teste de fadiga acelerado com deslizamento lateral em água reproduzindo o movimento mastigatório em três diferentes perfis (leve, moderado e severo) foi aplicado. Aplicou-se carga máxima de 600 N em todos os perfis e o endentador utilizado tinha o diâmetro de 6,25 mm. Os espécimes foram analisados com o auxílio de um estereomicroscópio de luz polarizada e no microscópio eletrônico de varredura. Os espécimes que apresentavam trinca atingindo a infraestrutura ou que fraturavam, eram classificados como falha. Os resultados mostraram que 50% dos corpos de prova tendem a sofrer falhas na cerâmica de revestimento após receberem carga de 200 N por 50 mil ciclos. A maioria dos espécimes apresentou fraturas coesivas da cerâmica de revestimento com origem na região de contato com endentador e apenas um corpo de prova apresentou uma fratura atingindo a interface sem danificar a infraestrutura. O MEV identificou a presença de *hackles* e *wake-hackles*, os quais indicam que a fratura teve início na superfície de contato com endentador.

Em (2010), Lorenzoni et al. analisaram os modos de falha em coroas metalocerâmicas e ceramocerâmicas de alumina infiltrada por vidro e zircônia (Y-TZP) com dois tipos de desenho da infraestrutura em teste de ciclagem dinâmica. A análise dos dados dos grupos metalocerâmicos apresentou a deformação de quasiplasticidade da cerâmica de revestimento na região de contato com endentador, presença de trincas do tipo cone interno atingindo a infraestrutura e ausência de fraturas coesivas. Nas coroas de Y-TZP, o dano mais comum foi a fratura coesiva na cerâmica de revestimento sem exposição da infraestrutura. A microscopia eletrônica de varredura confirmou através dos traços fractográficos a presença de *hackles*, *wake hackles* e *twist hackles*, os quais indicam a região de contato com o endentador a origem dos danos.

Em (2010), Silva et al. compararam o modo de falha de coroas ceramocerâmicas de Y-TZP com coroas metalocerâmicas. O teste de fadiga acelerada com deslizamento lateral em água apresentou níveis de confiabilidade superiores para as coroas metalocerâmicas. Além disso, observaram que as coroas de Y-TZP apresentaram danos precocemente de propagação rápida associada a fadiga. Após análise microscópica dos danos, por intermédio do estereomicroscópio de luz polarizada e MEV, detectou-se que o grupo das coroas metalocerâmicas apresentava fraturas com exposição da infraestrutura e as coroas de Y-TZP apresentavam apenas fraturas coesivas, ou seja, restritas à cerâmica de revestimento. Além disso, a origem da fratura era proveniente da região de contato com o endentador e encontrou-se grande quantidade de traços de fratura do tipo *twist hackles* no grupo das coroas de Y-TZP, os quais estão associados com gradientes térmicos de estresse elevados. Os autores concluíram que há correlação entre os tipos de fratura em ensaios de ambientes laboratorial e clínico com a metodologia empregada.

Em (2011a), Silva, Bonfante, et al. analisaram as fraturas de coroas com infraestruturas de Y-TZP de desenho convencional e modificado (cinta lingual e proximal) submetidas ao teste de fadiga acelerada com deslizamento lateral em água. Identificaram áreas de desgaste na região de contato com o endentador e *wake hackles* na região de fratura coesiva da cerâmica de revestimento, comprovando que sua origem era proveniente do contato. Apenas alguns corpos de prova do grupo com desenho modificado apresentaram fratura da cerâmica de revestimento expondo o bordo externo da cinta da infraestrutura.

Em (2013), Guess et al. avaliaram o efeito do desenho da infraestrutura e de técnicas de aplicação (estratificada e prensada) da cerâmica de revestimento em coroas de Y-TZP. O modo de falha observado em todas as amostras do teste de fadiga acelerado foi a fratura coesiva na cerâmica de revestimento, enquanto que no teste de fadiga eletrodinâmica todas as amostras sofreram lascamento na cerâmica de revestimento independente do desenho da infraestrutura e da técnica de aplicação da cerâmica de revestimento utilizada. Além disso, nenhum espécime apresentou exposição da infraestrutura após fratura. Entretanto, após a análise fractográfica, foram detectadas diferenças de características e tamanho das fraturas, sendo que, o grupo com infraestrutura convencional revestido com cerâmica

prensada apresentou visivelmente fraturas mais extensas no sentido ocluso-cervical em relação à cerâmica estratificada. A origem da fratura se iniciou na região de contato da cerâmica de revestimento com o endentador independente da técnica empregada. Marcas fractográficas reveladoras, tais como *hackles*, *wake hackles* e *arrest lines* foram identificadas no MEV. Todavia, a presença de *hackles* foi notável apenas no grupo de cerâmicas prensadas sobre infraestruturas convencionais.

3 PROPOSIÇÃO

Avaliar através de testes laboratoriais se as I.E. metálicas e cerâmicas com o desenho convencional ou modificado apresentam diferença estatística quanto à redução de complicações mecânicas, como fraturas e trincas na cerâmica de revestimento ao receberem cargas axiais nas cristas marginais de coroas de um primeiro molar inferior. As seguintes hipóteses nulas foram testadas:

1) a resposta a fadiga nas cristas marginais não aumentará a presença de danos nas coroas;

2) o desenho da I.E. não modificará a presença de danos nas coroas, independente do material utilizado.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4. MATERIAL E MÉTODOS

Para a realização dessa pesquisa foram utilizados os seguintes materiais e equipamentos.

- Ácido fosfórico 37% - 3M ESPE – São Paulo/SP.
- Adesivo Universal – Zermack – São Paulo/SP.
- Aparelho de mistura de poliéter - Pentamix – 3M ESPE.
- Blocos de óxido de zircônia pré-sisterizado e estabilizado por ítrio IPS e.max ZirCad for inLab C15 – Ivoclar Vivadent – Schaan/Liechtenstein.
- Broca carbide Jet – Labordental – São Paulo/SP.
- Carbono Líquido Super Film – Kota Imports – São Paulo/SP.
- Cera Utilidade – Cera Utilidade Wilson – Polidental – Cotia/SP.
- Cerâmica IPS e.max Ceram Transpaclear– Ivoclar Vivadent – Schaan/Liechtenstein.
- Cerâmica IPS Emax Press HT High Translucity – Ivoclar Vivadent – Schaan / Liechtenstein
- Cerâmica IPS d.SIGN Transpaneutral – Ivoclar Vivadent – Schaan / Liechtenstein.
- Cimento adesivo Rely U200 – 3M ESPE – São Paulo/SP.
- Delineador Odontológico – Bio-Art Equipamentos Odontológicos Ltda – São Carlos/SP.
- Dente de estoque – MOM – Manequins Odontológicos Marília Ltda – Marília/SP.
- Disco de carburundum nº221 – Dentorium – New York/NY – EUA.
- Espatulador a vácuo, modelo B – Polidental – Cotia/SP.
- Espessímetro Jon – Com Produtos Odontológicos Ltda – São Paulo/SP.
- Estereomicroscópio Leica Zeiss MZE – São Paulo/SP.
- Estufa de Secagem 410/1ND – Nova Ética – São Paulo/SP.
- Fita carbono Accu-Film II – Parkell - Farmingdale/NY – EUA
- Forno de alta temperatura Sintramat – Ivoclar Vivadent – Schaan/Liechtenstein.

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

4.1 ELEMENTO DENTÁRIO

Utilizou-se um primeiro molar inferior, elemento 46, de manequim odontológico, devido à facilidade de aquisição. Logo, foi acrescentada resina acrílica na superfície oclusal, para simplificar a anatomia desta face (Fig. 4.1).

Figura 4.1 – Vista proximal do dente artificial (46) com a superfície oclusal modificada.

Em seguida, o molar foi colocado no interior do dispositivo 1 com o auxílio do delineador e mantido no interior deste com a pasta leve de uma silicone de adição. Este dispositivo 1 foi acoplado ao dispositivo 2 e neste foi vertida resina acrílica autopolimerizável (Fig. 4.2). Assim, o dente a ser preparado esteve fixado em uma base cilíndrica de resina acrílica e posicionado paralelamente ao seu longo eixo, com o objetivo de facilitar os procedimentos de preparo e duplicação do dente padrão.

Figura 4.2 - (a) Imagem do dispositivo 1, cilindro em alumínio, para permitir a inserção do material de moldagem para a duplicação do preparo padrão. (b) Imagem do dispositivo 2, bloco em permitir que o dispositivo 1 possa ser acoplado em seu interior, permitindo a obtenção de cilindros de resina acrílica. (c) dente padrão inserido no dispositivo 1, antes do preparo. (d) dispositivo 1 inserido no dispositivo 2 (e) imagem do dispositivo 2 preenchido com resina acrílica.

4.2 PREPARO DENTÁRIO

Aplicou-se a técnica da silhueta para se preparar o dente 46. Foi utilizada a turbina de alta rotação e pontas diamantadas de extremidade esférica nº 1014 e cilíndricas nº 3216, 4138, 4138F. Ao final, o preparo apresentou as seguintes características: término cervical do tipo chanfro (com espessura aproximada de 1,2 mm em toda a sua extensão); ângulo de convergência cervical das duas paredes de aproximadamente 16° ; ângulos internos arredondados; redução oclusal de aproximadamente 2 mm; altura do preparo vestibular de 5 mm e do palatino de 4,5mm (Fig. 4.3).

Figura 4.3 – Vista proximal da face mesial do dente preparado.

4.3 RÉPLICAS DE RESINA COMPOSTA

Após o preparo do dente artificial 46, foi realizada sua duplicação com o auxílio da pasta leve de um silicone de adição. No dispositivo 1 foi aplicado um adesivo universal para promover a adesão do material de moldagem ao cilindro metálico. Logo, o silicone leve foi aplicado tanto sobre o dente preparado (matriz) quanto no interior do orifício no dispositivo 1 com a própria pistola aplicadora do sistema, a fim de se promover uma mistura homogênea do material. O cilindro de resina acrílica com este dente preparado foi inserido no dispositivo 1, sendo aplicada inicialmente pressão manual e posteriormente uma carga estática de 5 Kg durante 10 min.

Após o procedimento de moldagem, inspecionou-se o molde com uma lupa de aumento com o objetivo de localizar alguma imperfeição, e caso esta fosse encontrada, o procedimento de moldagem era repetido.

Preencheu-se o molde com resina composta incrementos de aproximadamente 1,5 mm de espessura e cada camada foi fotopolimerizada por 40 s de acordo com a metodologia empregada por Scherrer e De Rijk (1993). Um fio metálico de 0,7 mm foi inserido na fase final do preenchimento do molde, a fim de se obter a retenção da réplica de resina composta a base cilíndrica de resina acrílica. Quando concluído o preenchimento em resina composta, removia-se e inspecionava-se a superfície da réplica em resina composta quanto à sua fidelidade

de reprodução com o auxílio da lupa. Se alguma imperfeição fosse detectada, todo o procedimento de moldagem era repetido (Fig. 4.4).

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

As réplicas de resina composta foram utilizadas na pesquisa, pois estas apresentam o módulo de elasticidade de 16 GPa (KIM et al., 2007), o qual é semelhante ao apresentado pelo tecido dentinário (18 GPa) (LAWN et al., 2002). Além disso, as referidas réplicas apresentaram o mesmo módulo de elasticidade em toda sua superfície, diferentemente do que é encontrado em dentes humanos. Obteve-se 40 réplicas de um molar inferior preparado, que ficaram imersas em água deionizada e armazenadas em uma estufa que mantia a temperatura entre 37 °C (+/- 1 °C) durante 30 dias para permitir a expansão higroscópica da resina composta (KIM et al., 2007). Cada réplica de resina composta foi incluída em um cilindro de

acrílico que apresentava as dimensões pré-determinadas (2,0 cm de altura e 2,5 cm de diâmetro) necessárias para ser acoplada na máquina de ciclagem dinâmica (Fig. 4.5).

Figura 4.5 – (a) Vista proximal (b) Vista oclusal da réplica em resina composta incluída na base cilíndrica de acrílico.

4.4 TROQUÉIS DE GESSO

Obtiveram-se vinte troquéis de gesso pedra a partir da moldagem de réplicas de resina composta, estando estes relacionados e identificados com números arábicos. Estes troquéis foram necessários somente para a confecção das infraestruturas metálicas. Os mesmos foram entregues ao laboratório de prótese, para a confecção das coroas metalocerâmicas. O laboratório (Laboratório Portalupi – Bauru/SP) escolhido para confecção das coroas metalocerâmicas foi o mesmo para os grupos de coroas de ceramocerâmicas e possuía credenciamento com a empresa Ivoclar Vivadent.

A moldagem das réplicas de resina composta foi realizada com material a base de poliéter. Um cilindro de moldagem em resina acrílica autopolimerizável, semelhante à base das réplicas de resina composta com um orifício centralizado, foi utilizado para esta fase do trabalho (Fig. 4.6).

Figura 4.6 – (a) Vista oclusal e (b) vista frontal do cilindro.

Logo, aplicou-se o adesivo específico do poliéter neste cilindro e após sua secagem, utilizou-se o aparelho de mistura de poliéter (Pentamix – 3M ESPE), a fim de garantir uma mistura homogênea e sem bolhas de maneira automática, assegurando assim um elevado nível de higiene. Com o auxílio de um bico injetor do próprio sistema, o material de moldagem foi dispensado sobre a superfície das réplicas de resina composta e dentro do orifício centralizado de resina acrílica. Inicialmente foi mantida uma carga manual sobre as réplicas e posteriormente aplicou-se uma carga estática de 5 Kg durante 10 min. Decorrido esse tempo, a réplica de resina composta era removida e o molde inspecionado com uma lupa e, se alguma imperfeição fosse notada, todo o procedimento de moldagem era repetido.

O molde foi vazado com gesso pedra tipo IV de acordo com as instruções do fabricante. Decorrido o tempo de cristalização do gesso, procedeu-se o desmolde e os troquéis removidos foram avaliados e, se necessário, o procedimento era novamente realizado (Fig. 4.7). Após a obtenção dos 20 troquéis de gesso, estes foram identificados com a respectiva réplica de resina composta e ao grupo experimental de coroas com infraestruturas metálicas.

Figura 4.7 – (a) Vista oclusal e (b) vista vestibular do troquel de gesso.

4.5 GRUPOS EXPERIMENTAIS

O trabalho foi desenvolvido com o objetivo de avaliar a resposta à fadiga na crista marginal de acordo com a alteração do desenho da I.E. tanto em metal, liga Cobalto-Cromo (CoCr), quanto em Zircônia, Zircônia Tetragonal Estabilizada por Ítrio (Y-TZP), bem como dos modos de falha resultantes, tendo como controle as infraestruturas de desenho convencional. Foram formados quatro grupos experimentais compostos por 10 corpos de prova em cada grupo, assim divididos:

- GRUPO I (MCC): coroas metalocerâmicas com infraestrutura metálica convencional.
- GRUPO II (MCM): coroas metalocerâmicas com infraestrutura metálica de desenho modificado (poste proximal e cinta lingual).
- GRUPO III (ZrC): coroas ceramocerâmicas com infraestrutura de Y-TZP convencional.
- GRUPO IV (ZrC): coroas ceramocerâmicas com infraestrutura de Y-TZP de desenho modificado (poste proximal e cinta lingual).

4.6 CARACTERÍSTICAS DAS INFRAESTRUTURAS

Os grupos com I.E. convencionais apresentavam espessura uniforme de aproximadamente 0,5 mm em toda a sua extensão (Fig. 4.8).

Os grupos com desenho modificado apresentavam no terço cervical lingual uma cinta de 2,0 mm de altura que se estendia para as regiões proximais unindo-se aos postes proximais de 3,5 mm de altura, com espessura de 1,0 mm (Fig. 4.8).

Figura 4.8 – Ilustração da I.E. convencional (a) e I.E. modificada (b)

4.7 FASE LABORATORIAL

4.7.1 Confeção das I.Es. metálicas

As I.E. metálicas de liga CoCr foram obtidas por meio da técnica da cera perdida. Sobre os troquéis de gesso dos grupos I (MCC) e II (MCM) foi aplicada uma camada de espaçador, 1,0 mm aquém da linha do término cervical, com a finalidade de promover um espaço no interior da I.E. para o agente cimentante. A cera foi aplicada de tal forma que envolvia todo o troquel, com a finalidade de construir um casquete com espessura de aproximadamente 0,5 mm. O casquete foi reposicionado no troquel de gesso para realização do selamento marginal. Para o

grupo II (MCM) foi acrescentado, durante a escultura, a alteração no desenho, como comentado anteriormente. Após 45 min do procedimento de inclusão, o anel de revestimento foi levado ao forno elétrico para o ciclo de aquecimento, que teve uma elevação lenta da temperatura até 350°C e, a esta temperatura, o anel permaneceu por 1 h. Após este primeiro estágio, o anel teve sua posição invertida, e a temperatura se elevou gradualmente até 850°C, mantendo esta temperatura pelo período de 1 h. A fundição da liga foi realizada com maçarico gás-oxigênio com 50 psi e quando foi constatada a fusão da liga, o anel foi removido do forno e posicionado no braço da centrífuga, a qual foi imediatamente acionada. A desinclusão do anel de revestimento somente foi realizada após o seu completo resfriamento. O revestimento foi removido por meio da lavagem com água e escova, e complementada com jato de óxido de alumínio com partículas de 50µm de diâmetro (Fig. 4.9; 4.10).

Figura 4.9 - Em (a) vista oclusal, (b) vista vestibular, (c) vista proximal e (d) vista lingual da infraestrutura do grupo MCC.

Figura 4.10 - Em (a) vista oclusal, (b) vista vestibular, (c) vista proximal e (d) vista lingual da infraestrutura do grupo MCM.

4.7.2 Confeção das I.Es. cerâmicas

As I.Es. ceramocerâmicas foram confeccionadas pelo sistema computadorizado CAD/CAM do sistema Cerec InLab System indicado pela Ivoclar Vivadent para usinagem dos blocos de zircônia do sistema IPS e.max ZirCAD (Fig. 4.11).

Figura 4.11 – Bloco de zircônia parcialmente estabilizada por ítrio (Y-TZP) do sistema IPS e.max ZirCAD antes da fresagem.

O processo iniciou-se com o escaneamento fotográfico digital do dente artificial preparado (matriz) após ter recebido uma camada de contraste da própria Ivoclar Vivadent a fim de permitir sua digitalização detalhada pelo escâner InEos . A imagem obtida foi transferida para o software de computador Cerec SW 4.0, a qual foi transformada em um modelo de três dimensões (3D). Nesse modelo virtual o operador realizou o desenho proposto para as infraestruturas convencionais, com espessura de 0,5 mm. No caso das infraestruturas modificadas de Y-TZP, realizou-se o escaneamento de uma infraestrutura metálica modificada com acabamento e polimento já realizados. Esta I.E. metálica foi posicionada sobre o dente artificial preparado (matriz) para receber a aplicação de contraste em sua superfície. Logo, realizou-se sua digitalização e a imagem reproduzida em 3D foi salva no próprio software. Em seguida, esta infraestrutura metálica foi removida do dente artificial preparado (matriz) com o objetivo de realizar-se outro escaneamento. Neste momento, o dente artificial preparado (matriz) recebeu o contraste e foi escaneado. Após a digitalização e armazenamento das duas imagens, a opção *correlação* do software Cerec SW 4.0 foi selecionada a fim de manufaturar infraestruturas de Y-TZP modificadas iguais entre si. O desenho estruturado de cada grupo foi então enviado para a máquina de fresagem InLab MC XL, em que blocos de zircônia pré-

sinterizados (zircônia em fase verde) (Fig. 4.12) foram desgastados por duas fresas diamantadas até a forma final proposta 20% maior.

Figura 4.12 – Em (a) Máquina de fresagem InLab MC XL, (b) leitura do código de barras do bloco de zircônia parcialmente estabilizada por ítrio (Y-TZP) do sistema IPS e.max ZirCAD antes da fresagem, (c) imagem obtida após a leitura mostrando a dimensão exata do bloco a ser fresado e (d) bloco de zircônia fixada na máquina de fresagem para se iniciar a conferência da sua medida e das fresas diamantadas, previamente ao desgaste.

A I.E. foi removida da máquina, separada do suporte metálico com o auxílio de um disco diamantado fino, alisada com borrachas abrasivas e deixada de acordo com a forma final proposta 20% maior (Fig. 4.13).

Figura 4.13 – Em (a) Bloco fresado removido da máquina InLab MC XL, (b) Utilização de disco diamantado fino para separar a infraestrutura de Y-TZP do restante do bloco, (c) Infraestrutura com sua dimensão aproximadamente 20% maior, (d) Dimensão real da infraestrutura.

Posteriormente, as I.E. dos grupos III (ZrC) e IV (ZrM) foram sinterizadas no forno específico (Sintramat) durante 8 horas a 1500 °C. Durante o processo de sinterização, a I.E. sofreu aproximadamente 20% de contração.

A análise do assentamento das I.E. nas réplicas de resina composta e troquéis de gesso foi realizada com o auxílio de lupa. A não adaptação correta da peça acarretava na confecção de nova I.E. (Fig 4.14 e 4.15).

Figura 4.14 – (a) Vista oclusal, (b) vista frontal, (c) vista proximal e (d) vista lingual da infraestrutura de zircônia convencional do grupo ZrC.

Figura 4.15 – (a) Vista oclusal, (b) vista frontal, (c) vista proximal e (d) vista lingual da infraestrutura de zircônia modificada do grupo ZrM.

4.7.3 Aplicação da cerâmica de revestimento

Com o objetivo de padronizar tanto a anatomia quanto a espessura da cerâmica de revestimento dos corpos de prova utilizou-se um verticulador adaptado (Fig. 4.16).

Figura 4.16 - Vista frontal do verticulador adaptado para permitir uma melhor padronização das espessuras da cerâmica de revestimento dos corpos de prova.

Uma coroa foi especialmente confeccionada reproduzindo a forma anatômica do elemento dentário 46 em Dissilicato de lítio injetado (IPS Emax Press HT High Translucency – Ivoclar Vivadent – Schaan/Liechtenstein), com a finalidade de se permitir uma padronização das espessuras da cerâmica de revestimento sem que esta coroa sofresse deformação após seu manuseio. A espessura determinada variava entre 1,2 a 1,5 mm nas paredes proximais e 1,5 a 2,0 mm na superfície oclusal. O terço oclusal da coroa apresentou-se com ângulos arredondados para permitir a confecção de uma matriz de gesso pouco retentiva (Fig. 4.17).

Figura 4.17 – (a) Vista frontal do elemento 46 encerado, (b) Vista oclusal do elemento 46 após injeção de dissilicato de lítio com ângulos arredondados.

A referida coroa foi colocada sobre uma réplica de resina composta fixada a haste de resina acrílica da base do verticulador, permitindo assim a sua moldagem com silicona de adição leve e pesada de maneira precisa. Após o tempo de sessenta minutos, o molde de silicona de adição foi vazado com material a base de poliéter, desta forma a coroa foi reproduzida rapidamente e sua superfície oclusal pôde ser obtida através do vazamento de gesso especial tipo IV. Logo, realizou-se o acabamento da matriz de gesso para permitir sua fixação na massa pesada de silicone laboratorial. Estas espessuras guiaram a aplicação da cerâmica de revestimento (Fig. 4.18).

Figura 4.18 – (a) Vista aproximada da matriz de gesso especial, (b) Vista frontal do posicionamento da matriz no verticulador com o auxílio da coroa de dissilicato de lítio e (c) Vista do espaço necessário para aplicação da cerâmica de revestimento após a infraestrutura ser posicionada.

4.7.4 Aplicação da cerâmica de revestimento sobre as infraestruturas Metálicas

A cerâmica de revestimento IPS d.SIGN transpaneutral foi selecionada para ser aplicada sobre as I.Es. metálicas e manipulada de acordo com as instruções do fabricante. A cerâmica transparente foi utilizada para facilitar a visualização interna das trincas resultantes do processo de ciclagem dinâmica.

A camada opaca foi a primeira a ser aplicada, seguida pela aplicação de duas camadas de cerâmica transparente e de uma camada de glazeamento. Após o preparo da superfície da I.E. metálica, a camada opaca foi aplicada com o auxílio de um pincel e de vibrações, em duas etapas. O objetivo da aplicação da primeira camada foi de conseguir formar uma película de opaco sobre a I.E. metálica, a qual

foi levada ao forno para um pré-aquecimento de 6 min a 403 °C com a porta do forno aberta. Posteriormente, foi procedido o protocolo de aquecimento gradual do forno, com velocidade de aquecimento de 80 °C/min até a temperatura de 900 °C, mantendo esta temperatura por 1 min. A segunda camada foi aplicada com a mesma velocidade de aquecimento 80 °C/min até a temperatura de 890 °C (Fig. 4.19 e Tab.4.1).

Figura 4.19 – (a) Vista oclusal e (b) vista proximal da I.E. modificada após aplicação da camada de opaco.

A seguir foi realizada a aplicação da cerâmica transparente em pequenas porções, de acordo com a anatomia pré-determinada. O excesso de líquido foi removido com papel absorvente durante a aplicação das camadas de cerâmica. Um ciclo de pré-aquecimento foi realizado, na porta do forno, durante 7 min a 403 °C. A cocção da cerâmica de revestimento foi realizada sob vácuo, com uma velocidade de aquecimento de 60 °C/min, até a temperatura de 870 °C mantida por 1 min (tab. 4.1). Após o ciclo de cocção terminado, os corpos de prova foram resfriados a temperatura ambiente.

Tabela 4.1 – Ciclo de sinterização do sistema IPS d.SIGN Transpaneutral da Ivoclar Vivadent – Schaan/Liechtenstein aplicado sobre I.E. de Y-TZP

	<u>1º Opaco</u>	<u>2º Opaco</u>	<u>Cerâmica de revestimento</u>	<u>Glaze</u>
Pré-aquecimento	403 °C	403 °C	403 °C	403 °C
Tempo de pré-aquecimento	6 min	6 min	7 min	4 min
Taxa de aquecimento	80 °C/min	80 °C/min	60 °C/min	60 °C/min
Início do vácuo	450 °C	450 °C	450 °C	450 °C
Desligamento do vácuo	899 °C	889 °C	869 °C	869 °C
Temperatura final	900 °C	890 °C	870 °C	870 °C
Tempo de sinterização	1 min	1 min	1 min	1 min
Abertura do forno	900 °C	890 °C	870 °C	870 °C

A segunda camada de cerâmica foi aplicada para padronizar a espessura e forma anatômica pré-determinada, seguindo o mesmo protocolo de cocção descrito (Fig. 4.20).

Figura 4.20 – (a) Vista frontal da coroa revestida com a primeira camada de cerâmica de revestimento, (b) aplicação da segunda camada em porções pequenas, (c) vista frontal da coroa em contato com a matriz de gesso após receber a aplicação da segunda camada de cerâmica na face oclusal, (d) vista oclusal da cerâmica de revestimento modelada, conforme anatomia pré-estabelecida, (e) vista frontal da coroa recebendo a aplicação da cerâmica sobre a face vestibular e (f) vista oclusal da coroa com a segunda camada da cerâmica de revestimento, após a finalização do ciclo de cocção.

O acabamento das coroas foi realizado com pedras montadas e pontas diamantadas. Após a completa inspeção e verificação das coroas estas foram submetidas ao glazeamento. A camada de glaze foi aplicada com um pincel sobre os corpos de prova, os quais foram levados ao forno para o procedimento de secagem, durante 5 min. Após esse tempo, foi elevada sua temperatura de 403 °C, com uma velocidade de aquecimento de 60 °C/min, até atingir a temperatura máxima de 870 °C, sendo esta mantida por 1 min. Após a queima do glaze, as coroas foram retiradas do forno e seu resfriamento foi aguardado até a temperatura ambiente.

4.7.5 Aplicação da cerâmica de revestimento sobre as infraestruturas de Y-TZP

O ciclo térmico para a cocção do Liner, cerâmica de revestimento e glaze estão resumidos na tabela 1. A cocção do Liner foi constituída por um pré-aquecimento de 4 min com a peça posicionada no interior do forno aberto a temperatura inicial de 403 °C. Após esse período o forno foi fechado e a temperatura foi elevada até 960 °C sob a taxa de 60 °C/min. Quando o vácuo foi ligado a 450 °C e desligado a 959 °C. e a temperatura de 960 °C manteve-se por 1 min. O forno foi então aberto e a peça resfriada fora do forno até a temperatura ambiente. Decorrido esse passo foi aplicada a massa de cerâmica transparente IPS e.max Ceram Transpachlear com o volume padronizado pelo verticulador, seguindo a mesma sequência realizada na aplicação da cerâmica de revestimento sobre I.E.s metálicas (Fig. 4.20). A coroa foi posicionada no interior do forno aberto para o pré-aquecimento ou secagem de 4 min sob temperatura inicial de 403 °C. Decorrido esse tempo o forno foi fechado e a temperatura elevada a 50 °C/min até 750°C. O vácuo foi ligado em 450 °C e desligado em 749 °C. Essa temperatura foi mantida por 1 min e o forno foi aberto e a coroa resfriada sobre a bancada até a temperatura ambiente (Tab. 4.2). Uma segunda camada de cerâmica de revestimento transparente foi aplicada na coroa posicionada no verticulador, propiciando uma melhora na anatomia e a padronização dos corpos de prova. Seu ciclo térmico foi

similar ao primeiro. Com a forma anatômica concluída, as superfícies externas foram regularizadas e acabadas com pedras montadas e brocas diamantadas.

Tabela 4.2 – Ciclo de sinterização do sistema IPS e.max Ceram Transpalear da Ivoclar Vivadent – Schaan/Liechtenstein aplicado sobre I.Es. de Y-TZP

	<u>Liner</u>	<u>Cerâmica de revestimento</u>	<u>Glaze</u>
Pré-aquecimento	403 °C	403 °C	403 °C
Tempo de pré-aquecimento	4 min	4 min	6 min
Taxa de aquecimento	60 °C/min	50 °C/min	60 °C/min
Início do vácuo	450 °C	450 °C	450 °C
Desligamento do vácuo	959 °C	749 °C	724 °C
Temperatura final	960 °C	750 °C	725 °C
Tempo de sinterização	1 min	1 min	1 min
Abertura do forno	960 °C	750 °C	450 °C

Após o polimento com borrachas abrasivas, sobre a superfície das coroas foi aplicada a pasta de glaze do próprio sistema. O protocolo de resfriamento de glazeamento foi utilizado de acordo com as recomendações do fabricante (Tab. 1). A abertura do forno foi realizada a temperatura de 450 °C e as coroas foram imediatamente removidas do mesmo para atingirem a temperatura ambiente sobre a bancada (IVOCLAR, 2010).

4.7.6 Anatomia da superfície oclusal após glazeamento

Após o glazeamento das coroas, nota-se uma semelhança da anatomia oclusal entre os grupos da pesquisa, após tentativa de padronização com verticulador adaptado (Fig. 4.21).

Figura 4.21 – Vista oclusal das coroas (a) metalocerâmica com I.E. convencional, (b) metalocerâmica com I.E. modificada, (c) Y-TZP com I.E. convencional e (d) Y-TZP com I.E. modificada.

4.8 CIMENTAÇÃO

Cada coroa dos grupos I (MCC) e II (MCM) foi submetida ao jateamento com partículas de 50 μm de óxido de alumínio e cimentada sobre a réplica de resina composta que lhe deu origem. No caso das coroas dos grupos III (ZrC) e IV (ZrM), a superfície interna das coroas não sofreram nenhum tipo de tratamento, apenas foram limpas com álcool e ácido fosfórico a 37% por 60 segundos e foram cimentadas sobre uma réplica de resina composta. Antes das coroas serem cimentadas, realizou-se a limpeza das réplicas de resina composta com pedra pomes embebida em água e conduzida por escova Robson, logo a pedra pomes foi removida com auxílio da seringa de irrigação por 30 seg. Posteriormente o cimento resinoso dual Rely X U200 (3M ESPE – São Paulo/SP) foi manipulado de acordo com as instruções do fabricante e optou-se pela sua polimerização ativada quimicamente, ou seja, sem a utilização de um fotopolimerizador. A coroa foi levada

em posição na réplica de resina composta e inicialmente aplicou-se pressão digital e, logo em seguida, foi aplicada uma carga estática de 5 Kg durante 10 minutos, sendo que após receber a carga referida nos 3 minutos iniciais, o excesso de cimento foi removido das margens com o auxílio de uma sonda clínica. Após a cimentação, os corpos de prova foram imersos em água deionizada e armazenados na estufa a 37°C ($\pm 1^\circ\text{C}$) entre 24 a 48 h.

4.9 ENDENTADOR DE DISSILICATO DE LÍTIO

Um endentador esférico de dissilicato de lítio injetado (IPS Emax Press HT High Translucity – Ivoclar Vivadent – Schaan/Liechtenstein) com raio de 3,18 mm (KIM et al., 2007), foi confeccionado a partir dos dispositivos metálicos 4 e 5 nos quais a cera aquecida foi vertida para a obtenção do endentador de formato padronizado (Fig. 4.22).

Figura 4.22 - (a) Imagem do dispositivo 4 e 5, cilindros metálicos, sendo o da esquerda com 1,0 cm de altura e com 2,4 cm de diâmetro e o dispositivo da direita com 0,2 cm de altura e 1,0 cm de diâmetro. Os orifícios nas regiões centrais proporcionaram endentadores encerados com diâmetro e encaixe padronizados. (b) Espátula 31 utilizada para direcionar a cera no orifício do dispositivo 4. (c) Dispositivo 5 posicionado no centro do dispositivo 4 após preenchimento parcial com cera. (d) O excesso de cera foi removido com a espátula Lecron após a cera ter sido totalmente vertida nos dispositivos. (e) endentador encerado removido do dispositivo 4. (f) Endentador retirado do dispositivo 5 com auxílio da ponta romba da espátula Lecron.

Após o enceramento, o padrão foi posicionado na base para injeção com os condutos de alimentação de cera pré-fabricados de 3 mm de diâmetro. Sobre a base foi adaptado o anel de silicone do próprio sistema que serviu de molde para o vazamento do revestimento. O anel de revestimento, então, foi levado a um forno de fundição (850 °C por 60 min) para a eliminação da cera. Após este primeiro ciclo térmico, o anel foi removido do forno sendo a pastilha de cerâmica e o êmbolo de injeção posicionados sobre o canal de alimentação do anel. Com isto, o conjunto foi levado para o forno que processa a prensagem da pastilha. Em seguida, o anel de revestimento foi removido e deixado sobre a bancada até atingir a temperatura ambiente. O revestimento foi removido com auxílio de disco de carburundum, jatos de pérolas de vidro, seguido pela limpeza das estruturas com líquido do próprio sistema (Fig. 4.23).

Figura 4.23 - (a) Imagem do endentador encerado que foi unido ao conduto de alimentação. (b) Endentadores foram posicionados na base para injeção. (c) Vazamento do revestimento no anel adaptado a base.

Diferentemente do uso de endentadores metálicos, sendo estes capazes de provocar uma concentração de estresse na superfície de coroas dentárias de experimentos (DEJAK; MLOTKOWSKI; ROMANOWICZ, 2003), e ainda sendo comumente utilizados em pesquisas, optou-se pela utilização de 62 endentadores 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). Além disso, o mesmo apresenta desgaste compatível ao esmalte dentário (SILVA et al., 2011b). Este endentador cerâmico foi utilizado para aplicar a carga axial nas cristas marginais (Fig. 4.24).

Figura 4.24 - (a) Imagem do Endentador de dissilicato de lítio injetável (IPS Emax Press HT High Translucency – Ivoclar Vivadent – Schaan/Liechtenstein). (b) Parafuso Allen de inox $\frac{1}{4} \times \frac{1}{2}$. (c) Endentador fixado no parafuso com cola epóxi (Araldite Hobby – Brascola).

Baseados no projeto inicial estabeleceu-se que os endentadores de Dissilicato de lítio deveriam ser trocados a cada 500 mil ciclos. A ciclagem também era interrompida em intervalos de 125 mil ciclos para que os endentadores e corpos de prova pudessem ser inspecionados à procura de danos (trincas, fratura coesiva da cerâmica de revestimento ou fraturas catastróficas) com o auxílio do estereomicroscópio e iluminação externa operada sob controle de um único examinador, assim os danos em cada corpo de prova foram anotados em uma tabela. Com o auxílio de uma tira de carbono Accu-Film II, os corpos de prova e os endentadores eram reposicionados juntamente na máquina de ciclagem, de forma que as cristas marginais ficassem novamente em contato direto com o endentador.

4.10 CICLAGEM DINÂMICA

Realizou-se o teste de resistência à fadiga na máquina de ciclagem dinâmica Eletro-Mecânica de Fadiga MSFM (Fig. 4.25), com a seguinte regulagem: 10^6 ciclos, com carga variando entre 30-300 N e 2 Hz de frequência, visto que a força exercida durante a mastigação é maior na região posterior apresentando uma magnitude de força com amplitude de 100-320 N (LUNDGREN; LAURELL, 1986).

Figura 4.25 – Máquina de ciclagem dinâmica Eletro-Mecânica de Fadiga MSFM.

Durante o teste, os corpos de prova receberam carga axial nas cristas marginais, sendo que os cinco primeiros corpos de prova de cada grupo receberam carga primeiramente na crista marginal mesial e em seguida na crista marginal distal, enquanto os cinco últimos corpos de prova receberam a aplicação da carga primeiramente na crista marginal distal e em seguida na crista marginal mesial. Desta forma, o nível de tensão que poderia influenciar a outra crista marginal deixou de ser um fator de influência nos resultados. Os corpos de prova ficaram submersos em água deionizada a 37°C ($\pm 2^{\circ}\text{C}$) durante o ensaio de fadiga objetivando a reprodução do ambiente oral (Fig. 4.26).

Figura 4.26 – Verificação do posicionamento do endentador cerâmico no corpo de prova com auxílio de fita carbono, na máquina de ciclagem dinâmica. (a) crista marginal distal, observar que a face vestibular está posicionada ao fundo e (b) crista marginal mesial.

Criaram-se oito séries de posicionamento alternado dos espécimes sob os pistões da máquina de ciclagem, a fim de que cada um dos seis pistões recebesse uma quantidade aproximada de corpos de prova de diferentes grupos (Tab. 4.3).

Tabela 4.3 – Distribuição dos corpos de prova na máquina de ciclagem dinâmica Eletro-Mecânica de Fadiga MSFM sob cada pistão, enumerados com algarismos arábicos da esquerda para direita.

Pistão	<u>Grupo I</u> (MCC)	<u>Grupo II</u> (MCM)	<u>Grupo III</u> (ZrC)	<u>Grupo IV</u> (ZrM)
1	2	2	2	2
2	1	1	2	1
3	1	2	2	1
4	2	1	1	2
5	2	2	1	2
6	2	2	2	2

4.11 ANÁLISE DOS DANOS

Os corpos de prova que apresentaram danos como trincas e fraturas ultrapassando a metade do seu comprimento no sentido mesio-distal, não receberam carga na outra crista marginal. Os espécimes que não fraturaram durante o teste de resistência à fadiga, foram lixados, polidos e analisados com o objetivo de classificar o tipo de dano ocasionado pela ciclagem (Cone externo, Cone Interno e Trinca Radial). Considerou-se como cone externo a trinca que se originou sob o ponto de carga que teve direção orientada superficialmente em relação à oclusal; o cone interno foi considerado quando se originava sob o ponto de carga e propagava-se em direção à I.E. (Diag. 4.1), conforme descrito por Rekow, Zhang e Thompson (2007). Já a trinca radial foi considerada quando ela originava-se na interface I.E./porcelana ou na superfície de cimentação percorrendo paralelamente ao longo eixo da coroa, sendo esta considerada como a trinca mais agressiva (KIM et al., 2007), especialmente quando se originava na I.E. cerâmica, o que pode levar a falha catastrófica da coroa. As coroas que apresentaram danos do tipo cone externo, cone interno, trinca radial na cerâmica de revestimento e trinca radial na I.E., foram classificadas como sobreviventes e as que apresentaram danos do tipo fratura da cerâmica de revestimento ou da I.E. foram classificadas como não sobreviventes (LAWN et al., 2002; KIM et al., 2007; REKOW; ZHANG; THOMPSON, 2007).

Diagrama 4.1 - Diagrama esquemático da geometria da trinca utilizado para classificar o tipo de dano nos espécimes polidos, após carregamento cíclico com endentador esférico. (E) endentador cerâmico, (O) superfície oclusal, (CE) cone externo, (CI) cone interno, (R) trinca radial, (P) cerâmica de revestimento, (I.E.) infraestrutura, (LC) linha de cimentação, (RC) substrato de resina composta. Adaptado de Kim et al. (2007).

Para o polimento sequencial, os corpos de prova sobreviventes a ciclagem dinâmica foram embutidos em resina epóxi (Fig. 4.27) e progressivamente lixados e polidos através de uma sequência de lixas (n° 120, 220, 280, 320, 360, 400, 600, 1200, 1500, 2000, 2500) e feltros de polimento acoplados na politriz metalográfica Struers DP-10. Assim, os espécimes puderam ser inspecionados à procura de danos com o auxílio do estereomicroscópio. Adicionalmente, dois corpos de prova de cada grupo que sofreram fraturas da cerâmica de revestimento foram submetidos à análise fractográfica por meio de MEV. As características morfológicas identificadas nas superfícies das fraturas analisadas no MEV, seguiram outros estudos (SCHERRER et al., 2006; QUINN, 2007a; SCHERRER; QUINN; QUINN, 2008) e foram descritas em inglês devido à falta de padronização dos termos em português. Os dados das análises fractográficas foram descritos nas legendas das figuras dos resultados.

Figura 4.27 – Sequência do processo de inclusão dos corpos de prova em resina epóxi: (a) corpo de prova após o teste de resistência à fadiga; (b) fita adesiva utilizada para criar uma muralha para que (c) a resina epóxi pudesse ser inserida; (d) corpo de prova após remoção da fita adesiva; (e) corpo de prova acoplado em micrótomo para a sua separação da base acrílica; (e) corte na resina epóxi tangenciando o corpo de prova e (f) corpo de prova pronto para ser lixado e polido.

4.12 ANÁLISE ESTATÍSTICA:

Os corpos de prova receberam escores, de acordo com o dano, os quais variaram de 0 a 7 em grau crescente de severidade, sendo o escore 0 a ausência de danos e o escore 7 o dano mais severo (Tab. 4.4). Como os espécimes apresentavam diversos tipos de danos ao mesmo tempo, o mais severo era o responsável pela classificação. As coroas que apresentavam danos do tipo cone externo e cone interno, sem atingir a I.E., foram classificadas como sobreviventes. Os danos do tipo cone interno atingindo a I.E., trincas radiais e fraturas, considerados danos mais severos, foram classificados como não sobreviventes (falha).

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

Tabela 4.4 - Relacionamento do tipo de dano com o respectivo escore

<u>Dano</u>	<u>Escore</u>
Sem dano	0
Cone externo	1
Cone interno sem atingir a I.E.	2
Cone interno atingindo a I.E.	3
Trinca radial na cerâmica de revestimento	4
Fratura da cerâmica de revestimento	5
Trinca radial na I.E.	6
Fratura na I.E.	7

5 RESULTADOS

De acordo com o resultado do teste pareado de Wilcoxon, as cristas marginais que receberam o primeiro ciclo de carga dinâmica não apresentaram resultados com diferença significativa quando comparadas com as cristas que receberam o segundo carregamento, tanto para os valores em escore (Tab. 5.1) quanto para a quantidade de ciclos praticados (Tab. 5.2). Como estas cristas marginais apresentavam anatomias semelhantes, a quantidade de 20 corpos de prova pode ser considerada para cada grupo, exceto para o grupo MCM, pois de acordo com a metodologia, corpos de prova que apresentaram a extensão da fratura além da metade da coroa no sentido mesio-distal, após o recebimento do carregamento dinâmico na primeira crista marginal, não foram submetidos ao segundo carregamento na outra crista marginal.

Tabela 5.1 - Valores em escore do número de cristas cicladas comparadas e o nível de P.

<u>Carga</u>	<u>Escore</u>
N	Nível de P
1ª x 2ª crista marginal	38
	0,1073

Tabela 5.2 - Valores em quantidade de ciclos do número de cristas cicladas comparadas e o nível de P.

<u>Carga</u>	<u>Ciclos</u>
N	Nível de P
1ª x 2ª crista marginal	38
	0,8241

As características dos danos encontrados em cada grupo estão distribuídos na tabela 5.3, gráfico 5.1 e no anexo B e C.

Tabela 5.3 – Distribuição dos danos nos grupos

Dano	MCC (n=20)	MCM (n=18)	ZrC (n=20)	ZrM (n=20)
Sem dano	-	-	1	1
Cone externo	-	-	-	-
Cone interno sem atingir a I.E.	-	1	1	3
Cone interno atingindo a I.E.	-	-	5	1
Trinca radial na cerâmica de revestimento	-	-	-	-
Fratura da cerâmica de revestimento	20	17	13	15
Trinca radial na I.E.	-	-	-	-

Gráfico 5.1 - Distribuição ilustrativa em porcentagem dos danos nos grupos

Os valores de média, quantidade de corpos de prova por grupo (N), desvio padrão (D.P.), primeiro quartil (Q25), mediana e terceiro quartil (Q75) dos escores estão apresentados na tabela 5.4.

Tabela 5.4 - Valores das médias, N de cada grupo, desvio padrão (D.P.), primeiro quartil (Q25), mediana e terceiro quartil (Q75) dos escores.

<u>Grupos</u>	<u>Escore</u>					
	Média	N	D.P.	Q25	Mediana	Q75
MCC	5,00	20	0	5,00	5,00	5,00
MCM	4,83	18	0,707	5,00	5,00	5,00
ZrC	4,10	20	1,410	3,00	5,00	5,00
ZrM	4,20	20	1,507	4,00	5,00	5,00

O teste Kruskal-Wallis revelou diferenças estatisticamente significantes ($p < 0,05$) entre os grupos avaliados (Tab. 5.5). O teste de Dunn foi utilizado para comparações individuais entre os grupos devido à diferença no N do grupo MCM, e o mesmo indicou que não houve diferença estatisticamente significativa entre todos os grupos (Tab. 5.6). Isso mostra que as coroas ceramocerâmicas de Y-TZP atingiram resultados estatisticamente equivalentes e superiores às coroas classificadas como padrão ouro, as coroas metalocerâmicas. Além disso, a modificação no desenho da I.E. não foi um fator determinante para se permitir a diminuição de falhas para coroas do mesmo sistema cerâmico.

Tabela 5.5 – Análise Kruskal-Wallis para avaliar possível diferença entre os valores médios dos escores dos 4 grupos. Nível de significância 0,05.

Kruskal-Wallis ANOVA by Ranks			
Independent (grouping) variable: GRUPO			
Kruskal-Wallis test: H (3, N= 78) = 10,72623 p =,0133			
<u>Grupos</u>	<u>Código</u>	<u>N Válido</u>	<u>Soma dos postos</u>
MCC	1	20	920
MCM	2	18	787
ZrC	3	20	657
ZrM	4	20	717

Tabela 5.6 – Teste de Dunn para comparações individuais. Nível de significância de 0,05. NS = não significativo.

<u>Comparação entre os grupos</u>	<u>Diferença</u>	<u>Valor crítico</u>	<u>Significância</u>
MCC x MCM	2,27	19,42	NS
MCC X ZrC	13,15	18,90	NS
MCC X ZrM	10,15	18,90	NS
MCM X ZrC	10,87	19,42	NS
MCM X ZrM	7,87	19,42	NS
ZrC X ZrM	-3,00	18,90	NS

A quantidade de corpos de prova por grupo (N), primeiro quartil (Q25), mediana e terceiro quartil (Q75) dos ciclos estão apresentados na tabela 5.7.

Tabela 5.7 - N de cada grupo, primeiro quartil (Q25), mediana e terceiro quartil (Q75) dos ciclos.

<u>Grupos</u>	<u>Ciclos</u>			
	N	Q25	Mediana	Q75
MCC	20	125003	250006	437681,5
MCM	18	125000	250006,5	375000
ZrC	20	125111,5	375000	>1000000
ZrM	20	125000	312500	937566

Foi realizado também o teste de Kruskal-Wallis para revelar se houve diferenças estatisticamente significantes ($p < 0,05$) na quantidade de ciclos entre os grupos avaliados e essa diferença não foi estatisticamente significativa (Tab. 5.8).

Tabela 5.8 – Análise Kruskal-Wallis para avaliar possível diferença entre os valores médios dos ciclos dos 4 grupos. Nível de significância 0,05.

Kruskal-Wallis ANOVA by Ranks			
Independent (grouping) variable: GRUPO			
Kruskal-Wallis test: H (3, N= 78) = 2,063621 p =,5593			
<u>Grupos</u>	<u>Código</u>	<u>N Válido</u>	<u>Soma dos postos</u>
MCC	1	20	748
MCM	2	18	625
ZrC	3	20	890,5
ZrM	4	20	817,5

Mesmo assim, notou-se que as coroas ceramocerâmicas de Y-TZP, quando apresentaram o surgimento de uma trinca frente à ciclagem dinâmica, se mostraram capazes de prorrogar por mais tempo o surgimento da fratura na cerâmica de revestimento. Logo, as principais mudanças encontradas foram a diminuição de fraturas na cerâmica de revestimento, diminuição da velocidade de propagação de trincas e diminuição de danos independente do desenho da I.E..

De modo geral, a fratura da cerâmica de revestimento esteve presente em todas as 20 cristas marginais do grupo MCC, em 17 das 18 do grupo MCM, em 13 cristas marginais das coroas do grupo ZrC e em 15 do grupo ZrM. Além disso, o grupo MCM apresentou 2 corpos de prova com fraturas da cerâmica de revestimento que ultrapassaram a sua metade no sentido mesio-distal, enquanto outros 3 do grupo MCC, também apresentaram a mesma extensão de dano, porém apenas no segundo carregamento. A extensão das fraturas foi maior para coroas do grupo MCC quando comparadas com as MCM. As fraturas adesivas também foram mais encontradas no grupo MCC. O mesmo não se pode dizer dos grupos de Y-TZP, devido à extensão das fraturas terem sido semelhantes para ambos os grupos.

A classificação exata quanto à extensão ou tipo de fratura ocorrida na cerâmica de revestimento foi limitada, pois a máquina de ciclagem não interrompia o ciclo de carregamento dinâmico após surgir uma fratura no corpo de prova. Mesmo assim, observou-se que os danos nos corpos de prova de Y-TZP não resultavam na

exposição da I.E., exceto em um deles que apresentou pontos de exposição da I.E., porém estas fraturas adesivas na cerâmica de revestimento estavam mais presentes no grupo MCC, chegando a expor o metal da I.E.. Quanto aos grupos de Y-TZP, as fraturas foram predominantemente coesivas, mantendo uma camada vítrea da cerâmica de revestimento sobre a I.E.. Quanto à origem do dano, todos eles eram provenientes da região de contato com o endentador.

Observou-se que estas fraturas extensas da cerâmica de revestimento originaram-se do contato direto entre endentador e crista marginal, desta forma, coroas cimentadas em boca que apresentaram o mesmo modo de falha podem ter a origem do dano associada ao contato oclusal localizado nas cristas marginais (Fig. 5.1).

Figura 5.1 - (a) Vista oclusal da coroa metalocerâmica antes do início da ciclagem dinâmica, (b) surgimento de trinca na crista mesial envolvendo também a cúspide mésio-lingual após 125.000 ciclos. (c) trinca em destaque, (d) vista oclusal da fratura da cerâmica de revestimento após 250.000 ciclos, (e) Vista lateral da fratura, (f) fratura e trinca em destaque.

As I.E. dos grupos de Y-TZP foram capazes de impedir a propagação da trinca para o interior da mesma, promovendo a modificação de direção na sua linha

de propagação, seguindo para as paredes proximais do corpo de prova, proporcionando fraturas de menor extensão (Fig. 5.2; 5.3). A mesma situação não pôde ser analisada nas coroas do grupo metalocerâmico, pois apenas uma crista marginal do grupo MCM foi classificada como sobrevivente, mesmo assim a trinca encontrada foi classificada como cone interno sem atingir a infraestrutura (Fig. 5.4).

Figura 5.2 - Imagem representativa do grupo ZrM obtida no estereomicroscópio de luz polarizada mostrando a mudança de trajetória da trinca (curva de compressão) ao atingir a infraestrutura, seguindo para a face proximal.

Figura 5.3 - (a) Outra imagem representativa do grupo ZrM obtida no estereomicroscópio de luz polarizada mostrando a mudança de trajetória da trinca ao atingir a infraestrutura, seguindo para a face proximal, também pode-se identificar a resina composta como réplica do dente preparado (RC), a linha de cimento (LC), a infraestrutura de Y-TZP (I.E.) e a cerâmica de revestimento (CR). (b) imagem representativa do grupo ZrC mostrando a presença de três trincas na cerâmica de revestimento (1; 2; 3), sendo que a infraestrutura proporcionou a mudança do sentido da trinca 1, formando um sentido de propagação da trinca diferente (simulação representada pela seta e linha azuis seguindo até a trinca 3). A trinca 2 deixa evidente que quando houver a fratura da cerâmica de revestimento, a sua extensão será maior.

Figura 5.4 - Imagem aproximada obtida no estereomicroscópio de luz polarizada após secção, lixamento e polimento do corpo de prova mostrando a resina composta (RC), linha de cimento (LC), infraestrutura metálica (I.E.), linha de opaco (LO) e cerâmica de revestimento (CR). A seta mostra a direção de propagação da trinca, classificada como cone interno sem atingir a infraestrutura.

No entanto, quando a trinca se propaga no sentido vestibulo-lingual além do comprimento do poste proximal, os danos esperados na cerâmica de revestimento podem se tornar irreparáveis (Fig. 5.5).

Figura 5.5 - (a) Vista lateral da crista marginal mesial de uma coroa do grupo ZrM mostrando a extensão da trinca (ET) de comprimento maior que o limite do poste proximal da infraestrutura (linha pontilhada, I.E.), (b) imagem mostrando a região de contato com endentador e a direção de propagação das trincas na cerâmica de revestimento (seta pontilhada), (c) vista oclusal da fratura na cerâmica de revestimento mostrando a sua extensão para vestibular e lingual, (d) vista lateral da fratura.

A deformação de quasiplasticidade, que se caracteriza pela formação de microtrincas coalescentes sob a zona de endentação, pôde ser observada por meio do estereomicroscópio na superfície de todas as coroas que não sofreram fratura da cerâmica de revestimento antes de completar 125 mil ciclos (Fig. 5.6, 5.7),

entretanto, apenas os grupos das coroas de Y-TZP apresentaram cristas marginais sem qualquer tipo de dano conforme a classificação prévia.

Figura 5.6 - (a) Vista lateral da crista marginal mesial de uma coroa do grupo ZrC, (b) imagem aproximada obtida no estereomicroscópio de luz polarizada mostrando a deformação de quasilasticidade na superfície da cerâmica de revestimento manchada pela cor vermelha e preta do carbono Accu-film, (c) imagem obtida após secção, lixamento e polimento do corpo de prova, (d) imagem mostrando a resina composta (RC), linha de cimento (LC), infraestrutura (I.E.) e a cerâmica de revestimento. Nota-se que a região de contato com o endentador (círculo), mostra ser de onde a trinca originou-se e propagou-se (setas), podendo ser classificada de cone interno atingindo a infraestrutura.

Figura 5.7 - (a) Vista lateral da crista marginal mesial de uma coroa do grupo ZrM, (b) imagem obtida no estereomicroscópio de luz polarizada após secção, lixamento e polimento do corpo de prova, (c) imagem mostrando a deformação de quasiplasticidade, localizada na superfície de contato com o endentador e a trinca classificada de cone interno sem atingir a infraestrutura (círculo).

Por meio da análise fractográfica realizada no MEV, pode-se dizer que o tipo de dano encontrado neste teste laboratorial se assemelha com os danos de ambiente clínico (Fig. 5.8).

Figura 5.8 - (a) Imagem representativa do grupo ZrC obtida no estereomicroscópio de luz polarizada mostrando a fratura da cerâmica de revestimento envolvendo a crista marginal mesial indicando a extensão da fratura e a presença de uma camada de cerâmica vítrea sobre a I.E. de Y-TZP, mostrando a região de contato com endentador (círculo pontilhado), o sentido de propagação da fratura (setas pontilhadas) e (e; b; c) indicando a região de ampliação da imagem. (b) Análise em MEV mostra a área de contato oclusal com o endentador (estrela) sendo possível notar a deformação de quasiplasticidade, microtrincas coalescentes, formada pelo contato com o endentador cerâmico. (c) presença de *arrest lines* (AL), (d) presença de *twist hackles* (TH), que são *hackles* que sofreram ramificações em frentes paralelas durante a propagação, (e) área de contato com endentador cerâmico (estrela), (f) a imagem mostra setas pontilhadas que indicam a direção da propagação da fratura. Observa-se a presença *wake-hackles* (WK) que são *hackles* associados às porosidades, onde o seu rastro aponta para o sentido da propagação.

Por fim os endentadores de dissilicato de lítio não sofreram qualquer tipo de dano, tais como trincas ou fraturas coesivas, que impossibilitassem a sua ciclagem

até alcançar 500 mil ciclos, exceto 3 dos 62 endentadores que apresentaram danos somente por terem continuado aplicando carga sobre cristas marginais cuja cerâmica de revestimento já se encontrava fraturada (Fig. 5.9).

Figura 5.9 – (a) Vista lateral e (b) vista frontal do endentador de Dissilicato de Lítio após completarem 500 mil ciclos.

6 DISCUSSÃO

A crescente demanda por estética na odontologia tem impulsionado o desenvolvimento de outros tipos de cerâmicas capazes de otimizar a estética, serem biocompatíveis, possuir estabilidade de cor, resistir ao desgaste e apresentar baixa condutibilidade térmica (STUDART et al., 2007). Os avanços dos sistemas totalmente cerâmicos tornaram esses materiais mais resistentes e confiáveis para sua aplicação na região posterior (DONOVAN, 2008). Entretanto, a indústria tem introduzido novos tipos de cerâmica no mercado de forma agressiva, numa tentativa de impulsionar a quantidade de vendas (DONOVAN, 2008). Desta maneira, a aquisição de conhecimentos específicos para cada sistema torna-se limitada (STUDART et al., 2007).

Este estudo teve como objetivo avaliar através da ciclagem dinâmica o efeito da alteração do desenho da I.E. em coroas metalocerâmicas e ceramocerâmicas (Y-TZP) frente a aplicação de carga na crista marginal por meio de endentadores cerâmicos (dissilicato de lítio). Os resultados permitiram rejeitar a primeira hipótese nula, uma vez que o local de aplicação de carga resultou na diminuição da sobrevivência das coroas. A segunda hipótese nula, a qual postulava que a modificação da forma da I.E. não iria modificar a sobrevivência das coroas, tanto diante das coroas metalocerâmicas quanto das ceramocerâmicas foi aceita, visto que não houve diferença estatística entre as I.E.s do mesmo sistema cerâmico.

O estudo corroborou com a realidade clínica de próteses com I.E. de Y-TZP, pois fraturas nas proximais de coroas são frequentes (POGONCHEFF; DUFF, 2010). Sendo assim, o suporte por meio de uma I.E. de forma anatômica (SCHMITTER et al., 2009), postes proximais e cinta lingual (POGONCHEFF; DUFF, 2010) podem proporcionar a diminuição das fraturas coesivas (MARCHACK et al., 2008; TINSCHERT et al., 2008; MARCHACK et al., 2011). Entretanto, o estudo de acompanhamento clínico de Schmitter et al. (2012) mostrou que não houve diferença entre grupos com I.E. anatômicas e convencionais.

Vale a pena ressaltar que as possíveis análises comparativas com trabalhos correlatos descritos na literatura pertinente se tornam inviáveis, haja vista que 100%

deles, em coroas de dentes posteriores ou próteses fixas, sofreram carregamento mecânico, cíclico ou não, no centro ou próximo da face oclusal e, neste caso, dado o fato de essa mesma literatura não apresentar dados de ciclagem em crista marginal, e de ser este um local de falha frequente, como mostrado em imagens ilustrativas de artigos publicados (SCHERRER et al., 2007; MARCHACK et al., 2008; SILVA et al., 2010; GUESS et al., 2011; RAIGRODSKI et al., 2012), estes achados podem não permitir uma análise comparativa precisa acerca dos tipos de danos dado o diferente local de aplicação da carga em relação aos demais.

As cristas marginais do mesmo corpo de prova, as quais receberam o carregamento dinâmico em duas etapas diferentes mostraram por meio dos resultados, que não houve diferença significativa entre as etapas de execução da ciclagem. Além disso, o critério de desprezar a aplicação de carga na outra crista marginal após o surgimento de danos com extensão maior que a metade da coroa no sentido mesio-distal mostrou-se eficaz.

O teste de Kruskal-Wallis (Tab. 5.5) encontrou diferença significativa entre os grupos, porém quando foi aplicado o teste de Dunn (Tab. 5.6) para comparações individuais entre grupos que apresentam N diferentes, o mesmo não encontrou diferenças significantes. Logo, como o teste de Kruskal-Wallis se mostra mais confiável e aplicado em estudos, sugere-se que ao menos os grupos com valores extremos apresentam diferença significativa entre si, no caso seriam: os grupos MCC vs. ZrC. Isso mostra que as coroas ceramocerâmicas de Y-TZP atingiram resultados estatisticamente equivalentes e superiores às coroas classificadas como padrão ouro, as metalocerâmicas. Além disso, a modificação no desenho da infraestrutura não foi um fator determinante para se permitir a diminuição de falhas nos sistemas cerâmicos.

Os estudos laboratoriais mostraram que as I.E. metálicas com desenho modificado oferecem maior suporte (CRAIG; EL-EBRASHI; PEYTON, 1971), diminuição na extensão de danos e aumento na resistência final (BONFANTE et al., 2009). No caso das I.E. de Y-TZP, as fraturas coesivas na cerâmica de revestimento podem sofrer influência do desenho da infraestrutura (KOKUBO et al., 2011), além disso, este suporte pode proporcionar a diminuição na extensão dos danos das cerâmicas de revestimento (ROSENTRITT et al., 2009; SILVA et al., 2011a; GUESS

et al., 2013), porém não são capazes de inibir o surgimento de fraturas coesivas (ROSENTRITT et al., 2009; SILVA et al., 2011a). Pode-se dizer que o resultado de I.E. modificadas de Y-TZP é considerado melhor quando comparado com as I.E. de desenho convencional (SILVA et al., 2011a) ou semelhantes (SILVA et al., 2012); além disso, outra pesquisa mostrou que não há diferença significativa entre grupos de Y-TZP com I.E. convencional e modificada (poste proximal e cinta lingual) (DE PAULA, 2011). Desta forma, já se espera um aumento da longevidade destas próteses (GUESS et al., 2013).

O estudo de elemento finito de coroas metalocerâmicas e ceramocerâmicas (Y-TZP) com desenhos da I.E. modificadas e convencionais de (SILVA et al., 2012) mostrou que o nível de estresse gerado na região da I.E. e cerâmica de revestimento de coroas de Y-TZP é maior quando comparadas as metalocerâmicas. Eles também revelaram que as tensões são maiores para I.E. de Y-TZP com desenho modificado quando comparado as I.E. de Y-TZP convencionais. Em contrapartida, quando se considera espécimes em formato de disco com I.E. de Y-TZP com espessuras maiores que 1,5 mm e cerâmica de revestimento de 1,5 mm, tensões desfavoráveis são encontradas por meio de *strain gauges*. Neste caso, o modo de resfriamento é diferente, não acontecendo pelas laterais como as I.E. de menor espessura e sim de forma centralizada, resfriando através da cerâmica de revestimento (MAINJOT et al., 2012).

A partir do polimento dos corpos de prova sobreviventes, observou-se que 2 corpos de prova de I.E. de Y-TZP foram os únicos a não apresentarem danos após 10^6 de ciclos, mostrando que a modificação no protocolo de resfriamento proposto pelo fabricante em 2010 beneficiou as coroas ceramocerâmicas, apresentando também a diminuição das fraturas da cerâmica de revestimento, diminuição da velocidade de propagação das trincas e diminuição de danos independente do desenho da infraestrutura.

Os grupos das coroas metalocerâmicas apresentaram no total 5 danos ultrapassando a metade da extensão mesio-distal da coroa, enquanto os grupos ceramocerâmicos não apresentaram danos desse tipo. A extensão das fraturas foram maiores para coroas do grupo MCC comparados com as coroas MCM. As

infraestruturas não apresentaram qualquer vestígio de trinca ou lascamento, seja nos grupos metalocerâmicos ou nos ceramocerâmicos.

A classificação dos danos não pôde ser realizada fielmente, pois a máquina de ciclagem não interrompia a ciclagem sobre corpos de prova que apresentavam fraturas na cerâmica de revestimento. Sendo assim, os corpos de prova poderiam apresentar mais de um tipo de fratura derivado do posicionamento do endentador pós-fratura, não seguindo a metodologia que buscava aplicação de carga em direção axial, o que seria detectado apenas nos respectivos períodos de análise.

Fraturas coesivas e adesivas nas cerâmicas de revestimento de Y-TZP são frequentes, predominando aquelas e sendo raras estas (ZAHARAN et al., 2008; COELHO et al., 2009a; SILVA et al., 2011a) e localizadas somente em alguns pontos dos corpos de prova (ZAHARAN et al., 2008; SILVA et al., 2011a), diferentemente dos estudos que não encontraram fraturas expondo a I.E. (SILVA et al., 2010; GUESS et al., 2013). Neste estudo não se encontrou danos precocemente em coroas de Y-TZP quando comparadas as coroas metalocerâmicas como os encontrados por Silva et al. (2010), muito provavelmente devido ao diferente ponto de aplicação da carga e do material utilizado no endentador. Já nos grupos MCC as fraturas adesivas estavam presentes conforme encontrado na literatura (SILVA et al., 2010; VIDOTTI et al., 2013), sendo que as fraturas coesivas estavam mais presentes no grupo MCM, diferentemente do trabalho de Lorenzoni et al. (2010) que não encontrou fratura adesiva ou coesiva das cerâmicas de revestimento nas coroas metalocerâmicas. A classificação em escores não pôde ser feita para os danos adesivos e coesivos da cerâmica de revestimento, pois a gravidade destes danos quando encontrados em ambiente clínico, dependem muito mais da sua extensão e localização para ser ou não reparada.

Isto nos leva a crer que a crista marginal pode ser considerada uma região de tensão e o elo fraco das coroas metalocerâmicas e ceramocerâmicas de Y-TZP. Além disso, observou-se que essas fraturas extensas da cerâmica de revestimento originaram-se do contato direto entre endentador e crista marginal, desta forma, coroas cimentadas em boca que apresentam o mesmo modo de falha podem apresentar a origem do dano associada ao contato oclusal localizado na crista marginal da coroa (Fig. 5.1).

As coroas que apresentam infraestrutura modificada podem facilitar os reparos das coroas com resinas, pois apresentam um apoio e a extensão dos danos encontra-se diminuída em muitos casos.

No caso das coroas de Y-TZP, os fatos sugerem que a adesão interfacial com a cerâmica de revestimento no sistema ceramocerâmico (Y-TZP) não representa o principal problema deste sistema, pois uma matriz vítrea estava presente na maioria dos corpos de prova fraturados sobre as I.E. de Y-TZP conforme é citado na literatura (BLATZ et al., 2010; VIDOTTI et al., 2013), podendo facilitar ainda mais a execução de reparos com restaurações diretas de resina composta dada a possibilidade de uma união adesiva por meio do ácido fluorídrico, silano e adesivos.

A deformação de quasiplasticidade estava presente em todos os corpos de prova que puderam ser analisados depois de completarem o primeiro ciclo de 125 mil sem sofrer a fratura da cerâmica de revestimento.

O primeiro dano a surgir durante a ciclagem é o cone externo, de pouco significado clínico. No entanto, o cone interno é formado quando o corpo de prova se encontra imerso em água durante a ciclagem e sua propagação tende a ir em direção a I.E. (REKOW; ZHANG; THOMPSON, 2007; GUESS; ZHANG; THOMPSON, 2009). Neste estudo, observou-se que alguns corpos de prova apresentaram uma mudança no trajeto de propagação das trincas ao atingirem a proximidade da interface cerâmica de revestimento/I.E. de Y-TZP. A explicação para tal fato se deve a um aspecto que não é normalmente enfatizado, as tensões. As tensões compressivas são importantes para se aumentar a resistência de materiais vitreos e, no caso das coroas ceramocerâmicas, elas são encontradas nas duas superfícies da camada de cerâmica de revestimento (externa com o dente antagonista e interna com a I.E.) quando se usa o protocolo de resfriamento lento. Estas tensões compressivas são encontradas também na região proximal da coroa, na superfície cerâmica de contato com a I.E. e próximo ao ângulo axiopulpar do preparo, em formato de arco, proporcionando assim uma diminuição na probabilidade de falha da infraestrutura. Ela também atua nesta mesma região mudando o direcionamento da trinca para que a mesma se propague paralelamente a interface cerâmica de revestimento/I.E. (BALDASSARRI et al., 2012; MEIRA et al.,

2013). No entanto, quando a trinca se propaga no sentido vestibulo-lingual além do comprimento do poste proximal (Fig. 5.5) os danos acometidos na cerâmica de revestimento podem se tornar irreparáveis como citado no estudo de Meira et al. (2013).

O desempenho clínico de coroas ceramocerâmicas de duas camadas dependem de fatores como o módulo de elasticidade, os diferentes coeficientes de expansão térmica (CET) entre os materiais, o desenho da infraestrutura para fornecer suporte adequado para a cerâmica de revestimento e ao agente de união entre I.E. e cerâmica de revestimento (THOMPSON et al., 1994; CONRAD; SEONG; PESUN, 2007; BENETTI; DELLA BONA; KELLY, 2010; VIDOTTI et al., 2013).

No caso das coroas metalocerâmicas e ceramocerâmicas, durante o processo de resfriamento há formação de grandes níveis de estresses residuais a partir do momento molecular quando a cerâmica ultrapassa a faixa de transição vítrea. Com isso, a diferença entre os CET da I.E. e da cerâmica de revestimento tem um papel crucial nesse processo. É preconizado que o CET da infraestrutura seja ligeiramente maior (até 10%) do que o da cerâmica de revestimento (ASAOKA; TESK, 1990; LENZ et al., 2002; SWAIN, 2009).

No presente estudo o CET da Y-TZP foi de $10,8 \times 10^{-6} /K$ (IPS e.max ZirCad) e o da cerâmica de revestimento (IPS e.max Ceram Transpaclear) indicada foi de $9,5 \times 10^{-6} /K$ (GUESS et al., 2011), o que diverge ligeiramente da literatura, pois o CET da I.E. é aproximadamente 12,3% maior do que a cerâmica de revestimento indicada, entretanto essa diferença não teve significância frente ao protocolo de resfriamento da Ivoclar (2010), pois é preconizado um resfriamento mais lento quando diferenças de CET estão associadas (LENZ et al., 2002). Esta diferença deixa a cerâmica em compressão residual fornecendo resistência adicional para a coroa (KOMINE et al., 2010).

No caso das coroas metalocerâmicas, o CET das ligas metálicas de CoCr ($14,0 \times 10^{-6} /K$) e o da cerâmica de revestimento ($12,0 \times 10^{-6} /K$) divergem da indicação tolerável descrita na literatura, pois o CET da I.E. é 14,28% maior que a cerâmica de revestimento indicada. Além disso, o forno abre a uma temperatura de 870 °C para se promover o resfriamento da coroa, enquanto que nas coroas

ceramocerâmicas aplicou-se o resfriamento lento de acordo com o protocolo da Ivoclar (2010) após a queima do glaze, ou seja, abertura do forno somente após atingir 450 °C. Isso se mostra como uma provável justificativa para não obtenção de diferença estatisticamente significativa para os grupos. Se houvesse um resfriamento lento para as metalocerâmicas, os resultados poderiam ser diferentes, mesmo sabendo que o metal tem a capacidade de se resfriar rapidamente por ser um bom condutor térmico.

A adesão entre esses materiais torna-se o ponto crucial para se justificar o motivo da maior quantidade de fraturas com exposição da I.E. em corpos de prova do grupo metalocerâmico (VIDOTTI et al., 2013), sabendo que ligas metálicas CoCr apresentam resultados de resistência a adesão semelhantes às ligas de Níquel-Cromo (NiCr) (AKOVA et al., 2008), porém os resultados são diferentes quando marcas de diferentes composições de liga CoCr são comparadas entre si (JOIAS et al., 2008). A união entre metal e cerâmica de revestimento se deve à compatibilidade química (ligação forte o suficiente para resistir as tensões térmicas e residuais), térmica e mecânica (ambas incluem a temperatura de fusão da cerâmica de revestimento sem provocar a distorção da I.E. metálica, junto com o coeficiente de expansão térmica) (CRAIG, 1985; BAGBY; MARSHALL; MARSHALL, 1990; THOMPSON; REKOW, 2004; BENETTI; DELLA BONA; KELLY, 2010; SAITO et al., 2010). Uma variedade de testes tem sido indicada para mensurações de força de adesão, porém para que isso ocorra de maneira fiel, a cerâmica de revestimento adjacente à interface deveria estar essencialmente livre de tensões, o que é uma situação virtualmente impossível de se obter, pois o comportamento de contração dos materiais descritos são diferentes (ANUSAVICE, 2005).

As propriedades das cerâmicas de revestimento também podem ter sido capazes de proporcionar resultados diferentes entre os grupos MCC e ZrC. A cerâmica IPS e.max Ceram aplicada sobre I.E. de Y-TZP apresenta resistência flexural de 90 Mpa enquanto que a cerâmica IPS d.SIGN que foi aplicada sobre I.E. metálica apresenta resistência flexural de 80 Mpa. Este pode ter sido mais um fator para contribuir com os ótimos resultados alcançados pelo grupo Y-TZP.

As falhas em sistemas cerâmicos sempre estiveram presentes em ambiente clínico, porém a descrição da prevalência do local das falhas na cerâmica de

revestimento ainda não está disponível em estudos científicos. Atualmente encontram-se nos artigos científicos imagens de fratura em cerâmica de revestimento predominantemente associadas às cristas marginais de coroas metalocerâmicas e de coroas com infraestruturas de Y-TZP (SCHERRER et al., 2007; MARCHACK et al., 2008; ESCHBACH et al., 2009; CHRISTENSEN; PLOEGER, 2010; ETMAN; WOOLFORD, 2010; SILVA et al., 2010; GUESS et al., 2011; RAIGRODSKI et al., 2012). Um dos principais responsáveis para tal acontecimento pode ser considerado a oclusão. Estes contatos oclusais, provenientes de dentes localizados em arcos opostos, estão presentes entre cúspides e cristas marginais (LUCIA, 1962; MYERS; ANDERSON, 1971; POKORNY, 1971; ARNOLD; FRUMKER, 1976; ABRÃO, 1991; JENSEN, 1991; WATANABE-KANNO; ABRÃO, 2012). Os dentes molares apresentam uma diversidade maior de tipos de contatos oclusais simultâneos (MANESS; PODOLOFF, 1989; KORIOTH, 1990; GARRIDO GARCIA; GARCIA CARTAGENA; GONZALEZ SEQUEROS, 1997; WATANABE-KANNO; ABRÃO, 2012) por apresentarem uma mesa oclusal aumentada (MCDEVITT; WARRETH, 1997). Mesmo assim, estes contatos podem estar presentes somente sobre uma crista marginal (POKORNY, 1971; WATANABE-KANNO; ABRÃO, 2012).

Quando isso ocorre, as tensões geradas sobre cristas marginais de coroas clínicas tornam-se aumentadas. Estudos já mostraram estes resultados mesmo apresentando uma aplicação de carga em locais diversificados da superfície dentária (PALAMARA; PALAMARA; MESSER, 2002; BENAZZI et al., 2011; BENAZZI et al., 2013).

Este estudo corrobora com estudos que apresentam análise fractográfica, pois mostrou que a origem da fratura era a região de contato com o endentador (LORENZONI et al., 2010; SILVA et al., 2010; SILVA et al., 2011a; GUESS et al., 2013), apresentou também *hackles*, *twist-hackles* e *wake-hackles* conforme os estudos de (ABOUSHLIB; FEILZER; KLEVERLAAN, 2009; COELHO et al., 2009a; LORENZONI et al., 2010; SILVA et al., 2010; SILVA et al., 2011a; GUESS et al., 2013), comprovando que estes danos são semelhantes aos encontrados em clínica, diferentemente de testes compressivos axiais que formam danos abruptos (ABOUSHLIB; FEILZER; KLEVERLAAN, 2009). Além disso, também foram encontradas bolhas na cerâmica de revestimento inerentes à técnica de confecção

(ZAHARAN et al., 2008). Neste caso as fraturas apresentaram as mesmas características e pode-se depreender disso a validade clínica do trabalho.

A literatura revela que há uma tendência pela busca na utilização de endentadores que apresentam módulo de elasticidade semelhante ao esmalte dentário (BHOWMICK et al., 2007; SCHLICHTING et al., 2011) ao invés dos frequentes endentadores metálicos utilizados nas pesquisas (KIM et al., 2007; ZAHARAN et al., 2008; BONFANTE et al., 2009; COELHO et al., 2009a; LORENZONI et al., 2010; SILVA et al., 2010; SILVA et al., 2011a) ou até mesmo os que usam folha de polietileno entre o corpo de prova e o endentador metálico (BEUER et al., 2009). Portanto, optou-se pela utilização de endentadores de dissilicato de lítio, tendo em vista que seu módulo de elasticidade (95 GPa) é muito semelhante ao do esmalte dentário (94 GPa)(GUESS et al., 2011) e a concentração de estresse sobre a superfície da cerâmica de revestimento poderia ser diminuída (DEJAK; MLOTKOWSKI; ROMANOWICZ, 2003). Além disso, o mesmo apresenta desgaste compatível com o esmalte dentário (SILVA et al., 2011b) e não fraturam em condições normais durante o teste de ciclagem, diferentemente dos endentadores de cerâmica de revestimento que fraturam com frequência (BHOWMICK et al., 2007). O estudo comprovou a possibilidade de se usar endentadores de dissilicato de lítio de maneira eficiente, sendo que fraturas coesivas, foram encontradas apenas em 3 dos 62 endentadores e somente por terem continuado aplicando carga sobre cristas marginais cuja cerâmica de revestimento já se encontrava fraturada. Sua aplicabilidade mostrou que as deformações de quasiplasticidade sob a área de contato foram encontradas em todos os corpos de prova ciclados além de 125 mil ciclos. Estes danos também foram descritos na literatura (ZHANG et al., 2006; LORENZONI et al., 2010) independente do tipo de endentador utilizado.

O diâmetro do endentador seguiu o diâmetro utilizado na literatura (KIM et al., 2007; BONFANTE et al., 2009; COELHO et al., 2009a; LORENZONI et al., 2010), para se evitar a concentração de estresses gerada por endentadores de diâmetros menores (BHOWMICK et al., 2007). Este pode ter sido um fator limitante da pesquisa, pois ao estabelecer o contato sobre a crista marginal, em alguns casos, este toque apresentava-se sobre outros planos simultaneamente, principalmente após a ocorrência da deformação quasiplástica, o que já era perceptível na primeira avaliação do corpo de prova. Adicionalmente, a preferência por fazer coroas

anatômicas sobre I.E. de desenhos convencionais e modificados, semelhantes às utilizadas em ambiente clínico pôde ter aumentado à dificuldade de posicionamento, pois, mesmo tendo confeccionado uma matriz previamente a contração da cerâmica de revestimento é inevitável, contudo vale ressaltar que este estudo reproduziu a complexa geometria da coroa dentária de acordo com os trabalhos recentes (ROSENTRITT et al., 2009; SILVA et al., 2011a; SILVA et al., 2012; GUESS et al., 2013), enquanto outros trabalhos utilizaram coroas com anatomia simplificada (BONFANTE et al., 2009; LORENZONI et al., 2010; DE PAULA, 2011) e outros ainda utilizaram apenas corpos de prova simplificados (MAINJOT et al., 2012)

O ensaio mecânico de resistência à fadiga por intermédio da ciclagem dinâmica, método empregado no presente estudo, está em consenso com a literatura (KELLY, 1999; COELHO et al., 2009a). De forma contrária, testes laboratoriais compressivos no sentido axial usados para avaliar a resistência à fratura dos materiais não apresentam danos semelhantes aos de ambiente clínico, pois as fraturas ocorrem de maneira abrupta e necessitam de elevados níveis de carga (1200 a 5000 N) (KELLY, 1999; ABOUSHELIB; FEILZER; KLEVERLAAN, 2009; BONFANTE et al., 2009) quando comparadas às forças fisiológicas que variam entre 5 e 364 N (LUNDGREN; LAURELL, 1986; KELLY, 1999; ABOUSHELIB; FEILZER; KLEVERLAAN, 2009). Esses dados sustentam os níveis de carga utilizados no presente estudo (30 a 300 N).

Quando o teste de resistência à fadiga é realizado em água, a reprodução do ambiente bucal torna-se mais fiel. Este ambiente úmido é capaz de formar o crescimento subcrítico de trincas em consequência do bombeamento hidráulico no interior da trinca. Isto significa a existência do aumento da pressão capilar na sua extremidade potencializando a propagação da trinca, além da interação das moléculas de água com a rede de silício substituindo o oxigênio por terminais hidroxila, proporcionando o fenômeno conhecido como fadiga estática (WISKOTT; NICHOLLS; BELSER, 1995; KELLY, 1999; KIM et al., 2007; REKOW; ZHANG; THOMPSON, 2007). O fenômeno pôde ser observado nos intervalos de inspeção dos corpos de prova, ou seja, a cada 125 mil ciclos. Tal fato aconteceu quando dois corpos de prova entraram em contato com a água logo após a calibragem do carregamento ter sido realizada e antes do início da ciclagem dinâmica.

O estudo não encontrou qualquer trinca radial nos corpos de prova de Y-TZP. A mesma, quando presente, se apresenta como uma trinca que se propaga de maneira perpendicular à superfície oclusal, sendo resultado da atuação de forças de tração geradas durante a aplicação de carga (KIM et al., 2007; REKOW; ZHANG; THOMPSON, 2007) e estudos clínicos mostram que tal dano é considerado raro (REKOW; ZHANG; THOMPSON, 2007; MARCHACK et al., 2008; SILVA et al., 2010), pois as propriedades da Y-TZP como resistência flexural, módulo de elasticidade, tenacidade à fratura associada ao fenômeno de transformação de fase dificultam tanto o seu surgimento quanto a sua propagação.

Estes dados poderiam sugerir que contatos oclusais localizados diretamente sobre cristas marginais deveriam ser evitados ou redistribuídos em outros planos da superfície oclusal, a fim de evitar o comprometimento da longevidade das coroas de diferentes sistemas cerâmicos. Determinadas situações clínicas, porém, não permitem tal manejo, pois o contato oclusal pode estar localizado diretamente sobre somente uma crista marginal, não possibilitando a redistribuição para outras superfícies.

Novas pesquisas poderiam explicar melhor a quantidade de tensão em cristas marginais de coroas metalocerâmicas e ceramocerâmicas com desenho da infraestrutura convencional e modificado, independente do sistema cerâmico.

7 CONCLUSÕES

7 CONCLUSÕES

A análise dos resultados desta pesquisa permitiu as seguintes conclusões:

- 1) A aplicação de carga nas cristas marginais aumentou a presença de danos nas coroas, mostrando diferença estatisticamente significativa entre os grupos MCC e ZrC, sendo a primeira hipótese nula rejeitada.
- 2) O desenho da I.E. não modificou a presença de danos das coroas, independente do material utilizado, sendo a segunda hipótese nula aceita.

REFERÊNCIAS

REFERÊNCIAS

The glossary of prosthodontic terms. The Journal of prosthetic dentistry. 2005 Jul;94(1):10-92.

Aboushelib MN, Feilzer AJ, Kleverlaan CJ. Bridging the gap between clinical failure and laboratory fracture strength tests using a fractographic approach. Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials. 2009 Mar;25(3):383-91.

Abrão J. Análise oclusal em pacientes ao término do tratamento ortodôntico empregando-se a técnica de arco de canto. [Tese de Doutorado] São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP. 1991

Akova T, Ucar Y, Tukay A, Balkaya MC, Brantley WA. Comparison of the bond strength of laser-sintered and cast base metal dental alloys to porcelain. Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials. 2008 Oct;24(10):1400-4.

Al-Amleh B, Lyons K, Swain M. Clinical trials in zirconia: a systematic review. Journal of oral rehabilitation. 2010 Aug;37(8):641-52.

Anusavice KJ. Phillips, Materiais Dentários. São Paulo. 2005 619-77.

Arnold N, Frumker SC. Occlusal treatment: preventive and corrective occlusal adjustment. Philadelphia: Lea & Febiger. 1976 12-32.

Asaoka K, Tesk JA. Transient and residual stress in a porcelain-metal strip. Journal of dental research. 1990 Feb;69(2):463-9.

Asawaworarit N, Mitirattanakul S. Occlusal scheme in a group of Thais. The journal of advanced prosthodontics. 2011 Sep;3(3):132-5.

Athanasiou AE, Melsen B, Kimmel P. Occlusal tooth contacts in natural normal adult dentition in centric occlusion studied by photocclusion technique. Scandinavian journal of dental research. 1989 Oct;97(5):439-45.

Bachhav VC, Aras MA. Zirconia-based fixed partial dentures: a clinical review. Quintessence Int. 2011 Feb;42(2):173-82.

Bagby M, Marshall SJ, Marshall GW, Jr. Metal ceramic compatibility: a review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1990 Jan;63(1):21-5.

Baldassarri M, Stappert CF, Wolff MS, Thompson VP, Zhang Y. Residual stresses in porcelain-veneered zirconia prostheses. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2012 Aug;28(8):873-9.

Bates JF, Stafford GD, Harrison A. Masticatory function--a review of the literature. 1. The form of the masticatory cycle. *Journal of oral rehabilitation*. 1975 Jul;2(3):281-301.

Battistuzzi PG, Eschen S, Peer PG. Contacts in maximal occlusion. *Journal of oral rehabilitation*. 1982 Nov;9(6):499-507.

Benazzi S, Grosse IR, Gruppioni G, Weber GW, Kullmer O. Comparison of occlusal loading conditions in a lower second premolar using three-dimensional finite element analysis. *Clinical oral investigations*. 2013 Mar 16;

Benazzi S, Kullmer O, Grosse IR, Weber GW. Using occlusal wear information and finite element analysis to investigate stress distributions in human molars. *Journal of anatomy*. 2011 Sep;219(3):259-72.

Benetti P, Della Bona A, Kelly JR. Evaluation of thermal compatibility between core and veneer dental ceramics using shear bond strength test and contact angle measurement. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2010 Aug;26(8):743-50.

Berger R. Esthetic and physiologic considerations in metallic framework design. *Dent Clin North Am*. 1989 Apr;33(2):293-9.

Berry DC, Singh BP. Daily variations in occlusal contacts. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1983 Sep;50(3):386-91.

Berry DC, Singh BP. Effect of electromyographic biofeedback therapy on occlusal contacts. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1984 Mar;51(3):397-403.

Beuer F, Schweiger J, Eichberger M, Kappert HF, Gernet W, Edelhoff D. High-strength CAD/CAM-fabricated veneering material sintered to zirconia copings--a new fabrication mode for all-ceramic restorations. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2009 Jan;25(1):121-8.

- Beyron H. Optimal occlusion. *Dental clinics of North America*. 1969 Jul;13(3):537-54.
- Bhowmick S, Melendez-Martinez JJ, Hermann I, Zhang Y, Lawn BR. Role of indenter material and size in veneer failure of brittle layer structures. *Journal of biomedical materials research Part B, Applied biomaterials*. 2007 Jul;82(1):253-9.
- Blatz MB, Bergler M, Ozer F, Holst S, Phark JH, Chiche GJ. Bond strength of different veneering ceramics to zirconia and their susceptibility to thermocycling. *American journal of dentistry*. 2010 Aug;23(4):213-6.
- Bonfante EA, da Silva NR, Coelho PG, Bayardo-Gonzalez DE, Thompson VP, Bonfante G. Effect of framework design on crown failure. *European journal of oral sciences*. 2009 Apr;117(2):194-9.
- Bonfante EA, Sailer I, Silva NR, Thompson VP, Dianne Rekow E, Coelho PG. Failure modes of Y-TZP crowns at different cusp inclines. *J Dent*. 2010 Sep;38(9):707-12.
- Christensen GJ. Ceramic vs. porcelain-fused-to-metal crowns: give your patients a choice. *J Am Dent Assoc*. 1994 Mar;125(3):311-2, 4.
- Christensen RP, Ploeger BJ. A clinical comparison of zirconia, metal and alumina fixed-prosthesis frameworks veneered with layered or pressed ceramic: a three-year report. *J Am Dent Assoc*. 2010 Nov;141(11):1317-29.
- Coelho PG, Silva NR, Bonfante EA, Guess PC, Rekow ED, Thompson VP. Fatigue testing of two porcelain-zirconia all-ceramic crown systems. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2009a Sep;25(9):1122-7.
- Coelho PG, Silva NR, Thompson VP, Rekow D, Zhang G. Effect of proximal wall height on all-ceramic crown core stress distribution: a finite element analysis study. *The International journal of prosthodontics*. 2009b Jan-Feb;22(1):78-86.
- Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2007 Nov;98(5):389-404.
- Craig RC. *Restorative dental materials*. CV Mosby Co. 1985 7th):454, 5. .

Craig RG, el-Ebrashi MK, Peyton FA. Stress distribution in porcelain-fused-to-gold crowns and preparations constructed with photoelastic plastics. *Journal of dental research*. 1971 Sep-Oct;50(5):1278-83.

Cramer von Clausbruch S, Faust A. Advanced crown and bridge design. *Int J Comput Dent*. 2003 Jul;6(3):293-302.

De Paula VG. Avaliação do modo de falha de coroas ceramocerâmicas de zircônia em função do protocolo de resfriamento e do desenho da infraestrutura. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo. 2011

Dejak B, Mlotkowski A, Romanowicz M. Finite element analysis of stresses in molars during clenching and mastication. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2003 Dec;90(6):591-7.

DeLong R, Douglas WH. Development of an artificial oral environment for the testing of dental restoratives: bi-axial force and movement control. *J Dent Res*. 1983 Jan;62(1):32-6.

Donovan TE. Factors essential for successful all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc*. 2008 Sep;139 Suppl(14S-8S).

Ehrlich J, Taicher S. Intercuspal contacts of the natural dentition in centric occlusion. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1981 Apr;45(4):419-21.

Eschbach S, Wolfart S, Bohlsen F, Kern M. Clinical evaluation of all-ceramic posterior three-unit FDPs made of In-Ceram Zirconia. *The International journal of prosthodontics*. 2009 Sep-Oct;22(5):490-2.

Etman MK, Woolford MJ. Three-year clinical evaluation of two ceramic crown systems: a preliminary study. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2010 Feb;103(2):80-90.

Fischer J, Stawarczyk B, Trottmann A, Hammerle CH. Impact of thermal properties of veneering ceramics on the fracture load of layered Ce-TZP/A nanocomposite frameworks. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2009 Mar;25(3):326-30.

Garrido Garcia VC, Garcia Cartagena A, Gonzalez Sequeros O. Evaluation of occlusal contacts in maximum intercuspation using the T-Scan system. *Journal of oral rehabilitation*. 1997 Dec;24(12):899-903.

Gondim NFR, Paiva HJ, Vieira de Paiva AMF, Duarte ARC, . Comportamento clinico dos contatos oclusais nas posições de máxima intercuspidação (PMI) e máxima intercuspidação habitual (MIH). *Rev ABO Nac*. 2003 11(1):53-9.

Guess PC, Bonfante EA, Silva NR, Coelho PG, Thompson VP. Effect of core design and veneering technique on damage and reliability of Y-TZP-supported crowns. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2013 Mar;29(3):307-16.

Guess PC, Schultheis S, Bonfante EA, Coelho PG, Ferencz JL, Silva NR. All-ceramic systems: laboratory and clinical performance. *Dental clinics of North America*. 2011 Apr;55(2):333-52, ix.

Guess PC, Zhang Y, Thompson VP. Effect of veneering techniques on damage and reliability of Y-TZP trilayers. *The European journal of esthetic dentistry : official journal of the European Academy of Esthetic Dentistry*. 2009 Autumn;4(3):262-76.

Hellman M. Variations in occlusion. *Dent Cosmos*. 1921 63(6):608-19.

Hobo S, Shillingburg HT, Jr. Porcelain fused to metal: tooth preparation and coping design. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1973 Jul;30(1):28-36.

Hochman N, Ehrlich J. Tooth contact location in intercuspatal position. *Quintessence Int*. 1987 Mar;18(3):193-6.

Ivoclar. Programat® EP 3000 – Program table. <http://www.ivoclarvivadent.com/zoolu-website/media/document/4611/Programat+-+Firing+program+tables>. 2010

Jensen WO. Alternate occlusal schemes. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1991 Jan;65(1):54-5.

Joiás RM, Tango RN, Junho de Araujo JE, Junho de Araujo MA, Ferreira Anzaloni Saavedra Gde S, Paes-Junior TJ, et al. Shear bond strength of a ceramic to Co-Cr alloys. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2008 Jan;99(1):54-9.

Kelly JR. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1999 Jun;81(6):652-61.

Kelly JR, Campbell SD, Bowen HK. Fracture-surface analysis of dental ceramics. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1989 Nov;62(5):536-41.

Kelly JR, Giordano R, Pober R, Cima MJ. Fracture surface analysis of dental ceramics: clinically failed restorations. *The International journal of prosthodontics*. 1990 Sep-Oct;3(5):430-40.

Kelly JR, Tesk JA, Sorensen JA. Failure of all-ceramic fixed partial dentures in vitro and in vivo: analysis and modeling. *Journal of dental research*. 1995 Jun;74(6):1253-8.

Kim B, Zhang Y, Pines M, Thompson VP. Fracture of porcelain-veneered structures in fatigue. *Journal of dental research*. 2007 Feb;86(2):142-6.

Kokubo Y, Tsumita M, Kano T, Fukushima S. The influence of zirconia coping designs on the fracture load of all-ceramic molar crowns. *Dental materials journal*. 2011 30(3):281-5.

Komine F, Saito A, Kobayashi K, Koizuka M, Koizumi H, Matsumura H. Effect of cooling rate on shear bond strength of veneering porcelain to a zirconia ceramic material. *Journal of oral science*. 2010 Dec;52(4):647-52.

Korioth TW. Number and location of occlusal contacts in intercuspal position. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1990 Aug;64(2):206-10.

Kornfeld M. Mouth rehabilitation clinical and laboratory procedures. . St Louis: Mosby. 1974 248-345.

Koyano K, Tsukiyama Y, Kuwatsuru R. Rehabilitation of occlusion - science or art? *Journal of oral rehabilitation*. 2012 Jul;39(7):513-21.

Lawn BR, Deng Y, Lloyd IK, Janal MN, Rekow ED, Thompson VP. Materials design of ceramic-based layer structures for crowns. *Journal of dental research*. 2002 Jun;81(6):433-8.

Lawn BR, Deng Y, Thompson VP. Use of contact testing in the characterization and design of all-ceramic crownlike layer structures: a review. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2001 Nov;86(5):495-510.

Lenz J, Thies M, Wollwage P, Schweizerhof K. A note on the temperature dependence of the flexural strength of a porcelain. *Dental materials* : official publication of the Academy of Dental Materials. 2002 Nov;18(7):558-60.

Lorenzoni FC, Martins LM, Silva NR, Coelho PG, Guess PC, Bonfante EA, et al. Fatigue life and failure modes of crowns systems with a modified framework design. *Journal of dentistry*. 2010 Aug;38(8):626-34.

Lucia VO. The gnathological concept of articulation. *Dental clinics of North America*. 1962 183-97.

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. *Journal of oral rehabilitation*. 1986 Jan;13(1):57-71.

Mainjot AK, Schajer GS, Vanheusden AJ, Sadoun MJ. Influence of zirconia framework thickness on residual stress profile in veneering ceramic: measurement by hole-drilling. *Dental materials* : official publication of the Academy of Dental Materials. 2012 Apr;28(4):378-84.

Maness WL, Podoloff R. Distribution of occlusal contacts in maximum intercuspation. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1989 Aug;62(2):238-42.

Marchack BW, Futatsuki Y, Marchack CB, White SN. Customization of milled zirconia copings for all-ceramic crowns: a clinical report. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2008 Mar;99(3):169-73.

Marchack BW, Sato S, Marchack CB, White SN. Complete and partial contour zirconia designs for crowns and fixed dental prostheses: a clinical report. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2011 Sep;106(3):145-52.

McDevitt WE, Warreth AA. Occlusal contacts in maximum intercuspation in normal dentitions. *Journal of oral rehabilitation*. 1997 Oct;24(10):725-34.

McLaren EA. All-ceramic alternatives to conventional metal-ceramic restorations. *Compend Contin Educ Dent*. 1998 Mar;19(3):307-8, 10, 12 passim; quiz 26.

McLaren EA, White SN. Glass-infiltrated zirconia/alumina-based ceramic for crowns and fixed partial dentures. *Pract Periodontics Aesthet Dent*. 1999 Oct;11(8):985-94; quiz 96.

Mclean JW. Tooth Preparation and the Design of Metal Substructures. Quintessence. 1983 *Dental Ceramics*: (p.173-87.

McNamara DC, Henry PJ. Terminal hinge contact in dentitions. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1974 Oct;32(4):405-11.

Meira JB, Reis BR, Tanaka CB, Ballester RY, Cesar PF, Versluis A, et al. Residual stresses in Y-TZP crowns due to changes in the thermal contraction coefficient of veneers. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2013 May;29(5):594-601.

Miller LL. Framework design in ceramo-metal restorations. *Dental clinics of North America*. 1977 Oct;21(4):699-716.

Mumford G. The Porcelain Fused to Metal Restoration. *Dental clinics of North America*. 1965 Mar;23(241-9.

Myers GE, Anderson JR, Jr. Nature of contacts in centric occlusion in 32 adults. *Journal of dental research*. 1971 Jan-Feb;50(1):7-13.

Naylor WP. Essentials of metal ceramic substructure design. *QUINTESSENCE*. 1992 *Introduction to metal ceramic technology*.(43-64.

Palamara JE, Palamara D, Messer HH. Strains in the marginal ridge during occlusal loading. *Australian dental journal*. 2002 Sep;47(3):218-22.

Pjetursson BE, Sailer I, Zwahlen M, Hammerle CH. 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. *Clinical oral implants research*. 2007 Jun;18 Suppl 3(73-85.

Pogoncheff CM, Duff RE. Use of zirconia collar to prevent interproximal porcelain fracture: a clinical report. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2010 Aug;104(2):77-9.

Pokorny DK. Current procedures in fixed prosthodontics. Dental clinics of North America. 1971 Jul;15(3):685-710.

Quinn GD. Fractography of Ceramics and Glasses. Technology NloSa, editor. Washington, DC: National Institute of Standards and Technology; 2007a. 546 p.

Quinn GD. Fractography of Ceramics and Glasses. Washington, DC: National Institute of Standards and Technology. 2007b 546.

Raigrodski AJ, Yu A, Chiche GJ, Hochstedler JL, Mancl LA, Mohamed SE. Clinical efficacy of veneered zirconium dioxide-based posterior partial fixed dental prostheses: five-year results. The Journal of prosthetic dentistry. 2012 Oct;108(4):214-22.

Rekow D, Thompson VP. Engineering long term clinical success of advanced ceramic prostheses. Journal of materials science Materials in medicine. 2007 Jan;18(1):47-56.

Rekow D, Zhang Y, Thompson V. Can material properties predict survival of all-ceramic posterior crowns? Compend Contin Educ Dent. 2007 Jul;28(7):362-8; quiz 9, 86.

Reynolds JM. Occlusal wear facets. The Journal of prosthetic dentistry. 1970 Oct;24(4):367-72.

Riise C. A clinical study of the number of occlusal tooth contacts in the intercuspal position at light and hard pressure in adults. Journal of oral rehabilitation. 1982 Nov;9(6):469-77.

Riise C, Ericsson SG. A clinical study of the distribution of occlusal tooth contacts in the intercuspal position at light and hard pressure in adults. Journal of oral rehabilitation. 1983 Nov;10(6):473-80.

Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. Próteses Fixa contemporânea. São Paulo: Santos. 2002 2(488-512).

Rosentritt M, Steiger D, Behr M, Handel G, Kolbeck C. Influence of substructure design and spacer settings on the in vitro performance of molar zirconia crowns. Journal of dentistry. 2009 Dec;37(12):978-83.

Rues S, Kroger E, Muller D, Schmitter M. Effect of firing protocols on cohesive failure of all-ceramic crowns. *J Dent*. 2010 Dec;38(12):987-94.

Sailer I, Pjetursson BE, Zwahlen M, Hammerle CH. 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. *Clinical oral implants research*. 2007 Jun;18 Suppl 3(86-96).

Saito A, Komine F, Blatz MB, Matsumura H. A comparison of bond strength of layered veneering porcelains to zirconia and metal. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2010 Oct;104(4):247-57.

Scherrer SS, de Rijk WG. The fracture resistance of all-ceramic crowns on supporting structures with different elastic moduli. *The International journal of prosthodontics*. 1993 Sep-Oct;6(5):462-7.

Scherrer SS, Quinn GD, Quinn JB. Fractographic failure analysis of a Procera AllCeram crown using stereo and scanning electron microscopy. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2008 Aug;24(8):1107-13.

Scherrer SS, Quinn JB, Quinn GD, Kelly JR. Failure analysis of ceramic clinical cases using qualitative fractography. *The International journal of prosthodontics*. 2006 Mar-Apr;19(2):185-92.

Scherrer SS, Quinn JB, Quinn GD, Wiskott HW. Fractographic ceramic failure analysis using the replica technique. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2007 Nov;23(11):1397-404.

Schley JS, Heussen N, Reich S, Fischer J, Haselhuhn K, Wolfart S. Survival probability of zirconia-based fixed dental prostheses up to 5 yr: a systematic review of the literature. *Eur J Oral Sci*. 2010 Oct;118(5):443-50.

Schlichting LH, Maia HP, Baratieri LN, Magne P. Novel-design ultra-thin CAD/CAM composite resin and ceramic occlusal veneers for the treatment of severe dental erosion. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2011 Apr;105(4):217-26.

Schmitter M, Mussotter K, Rammelsberg P, Gabbert O, Ohlmann B. Clinical performance of long-span zirconia frameworks for fixed dental prostheses: 5-year results. *Journal of oral rehabilitation*. 2012 Jul;39(7):552-7.

Schmitter M, Mussotter K, Rammelsberg P, Stober T, Ohlmann B, Gabbert O. Clinical performance of extended zirconia frameworks for fixed dental prostheses: two-year results. *Journal of oral rehabilitation*. 2009 Aug;36(8):610-5.

Shelby DS. Practical considerations and design of the porcelain fused to metal. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 1962a 12(3):542-8.

Shelby DS. Practical considerations and design of the porcelain fused to metal. *J Prosthetic Dent*. 1962b 12(3):542-8.

Shoher I, Whiteman AE. Reinforced porcelain system: a new concept in ceramometal restorations. *J Prosthet Dent*. 1983 Oct;50(4):489-96.

Silva NR, Bonfante E, Rafferty BT, Zavanelli RA, Martins LL, Rekow ED, et al. Conventional and modified veneered zirconia vs. metalloceramic: fatigue and finite element analysis. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*. 2012 Aug;21(6):433-9.

Silva NR, Bonfante EA, Rafferty BT, Zavanelli RA, Rekow ED, Thompson VP, et al. Modified Y-TZP core design improves all-ceramic crown reliability. *Journal of dental research*. 2011a Jan;90(1):104-8.

Silva NR, Bonfante EA, Zavanelli RA, Thompson VP, Ferencz JL, Coelho PG. Reliability of metalloceramic and zirconia-based ceramic crowns. *Journal of dental research*. 2010 Oct;89(10):1051-6.

Silva NR, Thompson VP, Valverde GB, Coelho PG, Powers JM, Farah JW, et al. Comparative reliability analyses of zirconium oxide and lithium disilicate restorations in vitro and in vivo. *J Am Dent Assoc*. 2011b Apr;142 Suppl 2(4S-9S).

Spear FM. The metal-free practice: myth? Reality? Desirable goal? *Journal of esthetic and restorative dentistry : official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry [et al]*. 2001 13(1):59-67.

Stein RS, Kuwata M. A dentist and a dental technologist analyze current ceramometal procedures. *Dental clinics of North America*. 1977 Oct;21(4):729-49.

Straussberg G, Katz G, Kuwata M. Design of gold supporting structures for fused porcelain restorations. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1966 Sep-Oct;16(5):928-36.

Stuart CE. Good Occlusion for natural teeth. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 1964 14(7):16-24.

Studart AR, Filser F, Kocher P, Gauckler LJ. In vitro lifetime of dental ceramics under cyclic loading in water. *Biomaterials*. 2007 Jun;28(17):2695-705.

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. *Journal of oral rehabilitation*. 2004 Jul;31(7):682-8.

Swain MV. Unstable cracking (chipping) of veneering porcelain on all-ceramic dental crowns and fixed partial dentures. *Acta biomaterialia*. 2009 Jun;5(5):1668-77.

Thompson JY, Anusavice KJ, Naman A, Morris HF. Fracture surface characterization of clinically failed all-ceramic crowns. *Journal of dental research*. 1994 Dec;73(12):1824-32.

Thompson VP, Rekow DE. Dental ceramics and the molar crown testing ground. *Journal of applied oral science : revista FOB*. 2004 12(spe):26-36.

Tinschert J, Schulze KA, Natt G, Latzke P, Heussen N, Spiekermann H. Clinical behavior of zirconia-based fixed partial dentures made of DC-Zirkon: 3-year results. *The International journal of prosthodontics*. 2008 May-Jun;21(3):217-22.

Ulusoy M, Toksavul S. Fracture resistance of five different metal framework designs for metal-ceramic restorations. *The International journal of prosthodontics*. 2002 Nov-Dec;15(6):571-4.

Vidotti HA, Pereira JR, Insaurralde E, Almeida AL, Valle AL. Thermo and mechanical cycling and veneering method do not influence Y-TZP core/veneer interface bond strength. *Journal of dentistry*. 2013 Apr;41(4):307-12.

Wang X, Fan D, Swain MV, Zhao K. A systematic review of all-ceramic crowns: clinical fracture rates in relation to restored tooth type. *The International journal of prosthodontics*. 2012 Sep-Oct;25(5):441-50.

Warpeha WS, Jr., Goodkind RJ. Design and technique variables affecting fracture resistance of metal-ceramic restorations. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1976 Mar;35(3):291-8.

Watanabe-Kanno GA, 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*. 2012 Jan./Feb.;17(1):138-47.

Wiskott HW, Belser UC. A rationale for a simplified occlusal design in restorative dentistry: historical review and clinical guidelines. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1995 Feb;73(2):169-83.

Wiskott HW, Nicholls JI, Belser UC. Stress fatigue: basic principles and prosthodontic implications. *The International journal of prosthodontics*. 1995 Mar-Apr;8(2):105-16.

Woda A, Vigneron P, Kay D. Nonfunctional and functional occlusal contacts: a review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1979 Sep;42(3):335-41.

Zahran M, El-Mowafy O, Tam L, Watson PA, Finer Y. Fracture strength and fatigue resistance of all-ceramic molar crowns manufactured with CAD/CAM technology. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*. 2008 Jul;17(5):370-7.

Zhang Y, Lawn BR, Malament KA, Van Thompson P, Rekow ED. Damage accumulation and fatigue life of particle-abraded ceramics. *The International journal of prosthodontics*. 2006 Sep-Oct;19(5):442-8.

Anexo A

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

Análise no estereomicroscópio

Dano	O	V	L	M	D
Deformação					
Trinca					
Fatura da cerâmica de revestimento					
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 corpo de prova - Período, modo de falha e escore de cada corpo de prova dos 2 grupos metalocerâmicos avaliados na **crista marginal**.

Grupo	Ciclo	Dano mais significativo	Escore
MCC 1m	125.000	Fratura da cerâmica de revestimento	5
MCC 2m	125.026	Fratura da cerâmica de revestimento	5
MCC 3m	250.000	Fratura da cerâmica de revestimento	5
MCC 4m	375.000	Fratura da cerâmica de revestimento	5
MCC 5m	250.000	Fratura da cerâmica de revestimento	5
MCC 6m	125.000	Fratura da cerâmica de revestimento	5
MCC 7m	500.000	Fratura da cerâmica de revestimento	5
MCC 8m	625.000	Fratura da cerâmica de revestimento	5
MCC 9m	250.012	Fratura da cerâmica de revestimento	5
MCC 10m	375.363	Fratura da cerâmica de revestimento	5
MCC 1d	250.000	Fratura da cerâmica de revestimento	5
MCC 2d	125.000	Fratura da cerâmica de revestimento	5
MCC 3d	125.015	Fratura da cerâmica de revestimento	5
MCC 4d	656.800	Fratura da cerâmica de revestimento	5
MCC 5d	375.000	Fratura da cerâmica de revestimento	5
MCC 6d	375.000	Fratura da cerâmica de revestimento	5
MCC 7d	625.000	Fratura da cerâmica de revestimento	5
MCC 8d	125.000	Fratura da cerâmica de revestimento	5
MCC 9d	125.000	Fratura da cerâmica de revestimento	5
MCC 10d	875.000	Fratura da cerâmica de revestimento	5
MCM 1m	375.003	Fratura da cerâmica de revestimento	5
MCM 2m	125.000	Fratura da cerâmica de revestimento	5
MCM 3m	125.205	Fratura da cerâmica de revestimento	5
MCM 4m	125.000	Fratura da cerâmica de revestimento	5
MCM 5m	280.594	Fratura da cerâmica de revestimento	5
MCM 6m	014.800	Fratura da cerâmica de revestimento	5
MCM 7m	125.000	Fratura da cerâmica de revestimento	5
MCM 8m	-----	-----	--
MCM 9m	125.000	Fratura da cerâmica de revestimento	5
MCM 10m	125.000	Fratura da cerâmica de revestimento	5
MCM 1d	375.000	Fratura da cerâmica de revestimento	5
MCM 2d	375.000	Fratura da cerâmica de revestimento	5
MCM 3d	-----	-----	--
MCM 4d	125.000	Fratura da cerâmica de revestimento	5
MCM 5d	1.000.000	Cone interno sem atingir a infraestrutura	2
MCM 6d	250.000	Fratura da cerâmica de revestimento	5
MCM 7d	250.013	Fratura da cerâmica de revestimento	5
MCM 8d	875.063	Fratura da cerâmica de revestimento	5
MCM 9d	1.000.000	Fratura da cerâmica de revestimento	5
MCM 10d	375.000	Fratura da cerâmica de revestimento	5

Anexo C

Tabela dos danos presentes em cada corpo de prova - Período, modo de falha e escore de cada corpo de prova dos 2 grupos ceramocerâmicos avaliados na **crista marginal**.

Grupo	Ciclo	Dano mais significativa	Escore
ZrC 1m	375.000	Fratura da cerâmica de revestimento	5
ZrC 2m	273.549	Fratura da cerâmica de revestimento	5
ZrC 3m	375.000	Fratura da cerâmica de revestimento	5
ZrC 4m	125.000	Fratura da cerâmica de revestimento	5
ZrC 5m	375.000	Fratura da cerâmica de revestimento	5
ZrC 6m	1.000.000	Sem dano	0
ZrC 7m	1.000.000	Cone interno atingindo a infraestrutura	3
ZrC 8m	1.000.000	Cone interno atingindo a infraestrutura	3
ZrC 9m	500.005	Fratura da cerâmica de revestimento	5
ZrC 10m	1.000.000	Cone interno atingindo a infraestrutura	3
ZrC 1d	500.001	Fratura da cerâmica de revestimento	5
ZrC 2d	125.001	Fratura da cerâmica de revestimento	5
ZrC 3d	125.222	Fratura da cerâmica de revestimento	5
ZrC 4d	004.650	Fratura da cerâmica de revestimento	5
ZrC 5d	000.017	Fratura da cerâmica de revestimento	5
ZrC 6d	1.000.000	Cone interno atingindo a infraestrutura	3
ZrC 7d	1.000.000	Cone interno atingindo a infraestrutura	3
ZrC 8d	1.000.000	Cone interno sem atingir a infraestrutura	2
ZrC 9d	125.280	Fratura da cerâmica de revestimento	5
ZrC 10d	000.054	Fratura da cerâmica de revestimento	5
ZrM 1m	125.000	Fratura da cerâmica de revestimento	5
ZrM 2m	376.560	Fratura da cerâmica de revestimento	5
ZrM 3m	875.132	Fratura da cerâmica de revestimento	5
ZrM 4m	023.549	Fratura da cerâmica de revestimento	5
ZrM 5m	125.300	Fratura da cerâmica de revestimento	5
ZrM 6m	625.000	Fratura da cerâmica de revestimento	5
ZrM 7m	1.000.000	Cone interno sem atingir a infraestrutura	2
ZrM 8m	1.000.000	Cone interno sem atingir a infraestrutura	2
ZrM 9m	1.000.000	Sem dano	0
ZrM 10m	125.000	Fratura da cerâmica de revestimento	5
ZrM 1d	125.003	Fratura da cerâmica de revestimento	5
ZrM 2d	375.003	Fratura da cerâmica de revestimento	5
ZrM 3d	129.700	Fratura da cerâmica de revestimento	5
ZrM 4d	125.000	Fratura da cerâmica de revestimento	5
ZrM 5d	250.000	Fratura da cerâmica de revestimento	5
ZrM 6d	375.000	Fratura da cerâmica de revestimento	5
ZrM 7d	000.370	Fratura da cerâmica de revestimento	5
ZrM 8d	125.000	Fratura da cerâmica de revestimento	5
ZrM 9d	1.000.000	Cone interno atingindo a infraestrutura	3
ZrM 10d	1.000.000	Cone interno sem atingir a infraestrutura	2

Anexo D

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

Grupo	Ciclo	Dano mais significativa	Escore
MCC 1	125.000	Fratura da cerâmica de revestimento	5
MCC 2	125.026	Fratura da cerâmica de revestimento	5
MCC 3	250.000	Fratura da cerâmica de revestimento	5
MCC 4	375.000	Fratura da cerâmica de revestimento	5
MCC 5	250.000	Fratura da cerâmica de revestimento	5
MCC 6	125.000	Fratura da cerâmica de revestimento	5
MCC 7	500.000	Fratura da cerâmica de revestimento	5
MCC 8	625.000	Fratura da cerâmica de revestimento	5
MCC 9	250.012	Fratura da cerâmica de revestimento	5
MCC 10	375.363	Fratura da cerâmica de revestimento	5
MCM 1	375.003	Fratura da cerâmica de revestimento	5
MCM 2	125.000	Fratura da cerâmica de revestimento	5
MCM 3	125.205	Fratura da cerâmica de revestimento	5
MCM 4	125.000	Fratura da cerâmica de revestimento	5
MCM 5	280.594	Fratura da cerâmica de revestimento	5
MCM 6	014.800	Fratura da cerâmica de revestimento	5
MCM 7	125.000	Fratura da cerâmica de revestimento	5
MCM 8	-----	-----	--
MCM 9	125.000	Fratura da cerâmica de revestimento	5
MCM 10	125.000	Fratura da cerâmica de revestimento	5
ZrC 1	375.000	Fratura da cerâmica de revestimento	5
ZrC 2	273.549	Fratura da cerâmica de revestimento	5
ZrC 3	375.000	Fratura da cerâmica de revestimento	5
ZrC 4	125.000	Fratura da cerâmica de revestimento	5
ZrC 5	375.000	Fratura da cerâmica de revestimento	5
ZrC 6	1.000.000	Sem dano	0
ZrC 7	1.000.000	Cone interno atingindo a infraestrutura	3
ZrC 8	1.000.000	Cone interno atingindo a infraestrutura	3
ZrC 9	500.005	Fratura da cerâmica de revestimento	5
ZrC 10	1.000.000	Cone interno atingindo a infraestrutura	3
ZrM 1	125.000	Fratura da cerâmica de revestimento	5
ZrM 2	376.560	Fratura da cerâmica de revestimento	5
ZrM 3	875.132	Fratura da cerâmica de revestimento	5
ZrM 4	023.549	Fratura da cerâmica de revestimento	5
ZrM 5	125.300	Fratura da cerâmica de revestimento	5
ZrM 6	625.000	Fratura da cerâmica de revestimento	5
ZrM 7	1.000.000	Cone interno sem atingir a infraestrutura	2
ZrM 8	1.000.000	Cone interno sem atingir a infraestrutura	2
ZrM 9	1.000.000	Sem dano	0
ZrM 10	125.000	Fratura da cerâmica de revestimento	5

Anexo E

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

Grupo	Ciclo	Dano mais significativa	Escore
MCC 1	250.000	Fratura da cerâmica de revestimento	5
MCC 2	125.000	Fratura da cerâmica de revestimento	5
MCC 3	125.015	Fratura da cerâmica de revestimento	5
MCC 4	656.800	Fratura da cerâmica de revestimento	5
MCC 5	375.000	Fratura da cerâmica de revestimento	5
MCC 6	375.000	Fratura da cerâmica de revestimento	5
MCC 7	625.000	Fratura da cerâmica de revestimento	5
MCC 8	125.000	Fratura da cerâmica de revestimento	5
MCC 9	125.000	Fratura da cerâmica de revestimento	5
MCC 10	875.000	Fratura da cerâmica de revestimento	5
MCM 1	375.000	Fratura da cerâmica de revestimento	5
MCM 2	375.000	Fratura da cerâmica de revestimento	5
MCM 3	-----	-----	--
MCM 4	125.000	Fratura da cerâmica de revestimento	5
MCM 5	1.000.000	Cone interno sem atingir a infraestrutura	2
MCM 6	250.000	Fratura da cerâmica de revestimento	5
MCM 7	250.013	Fratura da cerâmica de revestimento	5
MCM 8	875.063	Fratura da cerâmica de revestimento	5
MCM 9	1.000.000	Fratura da cerâmica de revestimento	5
MCM 10	375.000	Fratura da cerâmica de revestimento	5
ZrC 1	500.001	Fratura da cerâmica de revestimento	5
ZrC 2	125.001	Fratura da cerâmica de revestimento	5
ZrC 3	125.222	Fratura da cerâmica de revestimento	5
ZrC 4	004.650	Fratura da cerâmica de revestimento	5
ZrC 5	000.017	Fratura da cerâmica de revestimento	5
ZrC 6	1.000.000	Cone interno atingindo a infraestrutura	3
ZrC 7	1.000.000	Cone interno atingindo a infraestrutura	3
ZrC 8	1.000.000	Cone interno sem atingir a infraestrutura	2
ZrC 9	125.280	Fratura da cerâmica de revestimento	5
ZrC 10	000.054	Fratura da cerâmica de revestimento	5
ZrM 1	125.003	Fratura da cerâmica de revestimento	5
ZrM 2	375.003	Fratura da cerâmica de revestimento	5
ZrM 3	129.700	Fratura da cerâmica de revestimento	5
ZrM 4	125.000	Fratura da cerâmica de revestimento	5
ZrM 5	250.000	Fratura da cerâmica de revestimento	5
ZrM 6	375.000	Fratura da cerâmica de revestimento	5
ZrM 7	000.370	Fratura da cerâmica de revestimento	5
ZrM 8	125.000	Fratura da cerâmica de revestimento	5
ZrM 9	1.000.000	Cone interno atingindo a infraestrutura	3
ZrM 10	1.000.000	Cone interno sem atingir a infraestrutura	2

Anexo F

Tabela dos danos presentes em cada corpo de prova - Período, modo de falha e escore de cada corpo de prova dos 4 grupos avaliados após a **primeira crista marginal** ser ciclada.

Grupo	Ciclo	Dano mais significativa	Escore
MCC 1m	125.000	Fratura da cerâmica de revestimento	5
MCC 2m	125.026	Fratura da cerâmica de revestimento	5
MCC 3m	250.000	Fratura da cerâmica de revestimento	5
MCC 4m	375.000	Fratura da cerâmica de revestimento	5
MCC 5m	250.000	Fratura da cerâmica de revestimento	5
MCC 6d	375.000	Fratura da cerâmica de revestimento	5
MCC 7d	625.000	Fratura da cerâmica de revestimento	5
MCC 8d	125.000	Fratura da cerâmica de revestimento	5
MCC 9d	125.000	Fratura da cerâmica de revestimento	5
MCC 10d	875.000	Fratura da cerâmica de revestimento	5
MCM 1m	375.003	Fratura da cerâmica de revestimento	5
MCM 2m	125.000	Fratura da cerâmica de revestimento	5
MCM 3m	125.205	Fratura da cerâmica de revestimento	5
MCM 4m	125.000	Fratura da cerâmica de revestimento	5
MCM 5m	280.594	Fratura da cerâmica de revestimento	5
MCM 6d	250.000	Fratura da cerâmica de revestimento	5
MCM 7d	250.013	Fratura da cerâmica de revestimento	5
MCM 8d	875.063	Fratura da cerâmica de revestimento	5
MCM 9d	1.000.000	Fratura da cerâmica de revestimento	5
MCM 10d	375.000	Fratura da cerâmica de revestimento	5
ZrC 1m	375.000	Fratura da cerâmica de revestimento	5
ZrC 2m	273.549	Fratura da cerâmica de revestimento	5
ZrC 3m	375.000	Fratura da cerâmica de revestimento	5
ZrC 4m	125.000	Fratura da cerâmica de revestimento	5
ZrC 5m	375.000	Fratura da cerâmica de revestimento	5
ZrC 6d	1.000.000	Cone interno atingindo a infraestrutura	3
ZrC 7d	1.000.000	Cone interno atingindo a infraestrutura	3
ZrC 8d	1.000.000	Cone interno sem atingir a infraestrutura	2
ZrC 9d	125.280	Fratura da cerâmica de revestimento	5
ZrC 10d	000.054	Fratura da cerâmica de revestimento	5
ZrM 1m	125.000	Fratura da cerâmica de revestimento	5
ZrM 2m	376.560	Fratura da cerâmica de revestimento	5
ZrM 3m	875.132	Fratura da cerâmica de revestimento	5
ZrM 4m	023.549	Fratura da cerâmica de revestimento	5
ZrM 5m	125.300	Fratura da cerâmica de revestimento	5
ZrM 6d	375.000	Fratura da cerâmica de revestimento	5
ZrM 7d	000.370	Fratura da cerâmica de revestimento	5
ZrM 8d	125.000	Fratura da cerâmica de revestimento	5
ZrM 9d	1.000.000	Cone interno atingindo a infraestrutura	3
ZrM 10d	1.000.000	Cone interno sem atingir a infraestrutura	2

Anexo G

Tabela dos danos presentes em cada corpo de prova - Período, modo de falha e escore de cada corpo de prova dos 4 grupos avaliados após a **segunda crista marginal** ser ciclada.

Grupo	Ciclo	Dano mais significativa	Escore
MCC 1d	250.000	Fratura da cerâmica de revestimento	5
MCC 2d	125.000	Fratura da cerâmica de revestimento	5
MCC 3d	125.015	Fratura da cerâmica de revestimento	5
MCC 4d	656.800	Fratura da cerâmica de revestimento	5
MCC 5d	375.000	Fratura da cerâmica de revestimento	5
MCC 6m	125.000	Fratura da cerâmica de revestimento	5
MCC 7m	500.000	Fratura da cerâmica de revestimento	5
MCC 8m	625.000	Fratura da cerâmica de revestimento	5
MCC 9m	250.012	Fratura da cerâmica de revestimento	5
MCC 10m	375.363	Fratura da cerâmica de revestimento	5
MCM 1d	375.000	Fratura da cerâmica de revestimento	5
MCM 2d	375.000	Fratura da cerâmica de revestimento	5
MCM 3d	-----	-----	--
MCM 4d	125.000	Fratura da cerâmica de revestimento	5
MCM 5d	1.000.000	Cone interno sem atingir a infraestrutura	2
MCM 6m	014.800	Fratura da cerâmica de revestimento	5
MCM 7m	125.000	Fratura da cerâmica de revestimento	5
MCM 8m	-----	-----	--
MCM 9m	125.000	Fratura da cerâmica de revestimento	5
MCM 10m	125.000	Fratura da cerâmica de revestimento	5
ZrC 1d	500.001	Fratura da cerâmica de revestimento	5
ZrC 2d	125.001	Fratura da cerâmica de revestimento	5
ZrC 3d	125.222	Fratura da cerâmica de revestimento	5
ZrC 4d	004.650	Fratura da cerâmica de revestimento	5
ZrC 5d	000.017	Fratura da cerâmica de revestimento	5
ZrC 6m	1.000.000	Sem dano	0
ZrC 7m	1.000.000	Cone interno atingindo a infraestrutura	3
ZrC 8m	1.000.000	Cone interno atingindo a infraestrutura	3
ZrC 9m	500.005	Fratura da cerâmica de revestimento	5
ZrC 10m	1.000.000	Cone interno atingindo a infraestrutura	3
ZrM 1d	125.003	Fratura da cerâmica de revestimento	5
ZrM 2d	375.003	Fratura da cerâmica de revestimento	5
ZrM 3d	129.700	Fratura da cerâmica de revestimento	5
ZrM 4d	125.000	Fratura da cerâmica de revestimento	5
ZrM 5d	250.000	Fratura da cerâmica de revestimento	5
ZrM 6m	625.000	Fratura da cerâmica de revestimento	5
ZrM 7m	1.000.000	Cone interno sem atingir a infraestrutura	2
ZrM 8m	1.000.000	Cone interno sem atingir a infraestrutura	2
ZrM 9m	1.000.000	Sem dano	0
ZrM 10m	125.000	Fratura da cerâmica de revestimento	5