UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE BAURU

LEANDRO DE MOURA MARTINS

**Confiabilidade de coroas de dissilicato de lítio com diferentes
espessuras sob fadiga**

BAURU
2011

LEANDRO DE MOURA MARTINS

Confiabilidade de coroas de dissilicato de lítio com diferentes espessuras sob fadiga

Tese apresentada a Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Doutor em Ciências no Programa de Odontologia, na área de concentração Reabilitação Oral.

Orientador: Prof. Dr. Gerson Bonfante

BAURU
2011

M366c Martins, Leandro de Moura
 Confiabilidade de coroas de dissilicato de lítio
 com diferentes espessuras sob fadiga/ Leandro de
 Moura Martins. – Bauru, 2011.
 93 p. : il. ; 31cm.

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

 Orientador: Prof. Dr. Gerson Bonfante

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

Assinatura:

Data:

FOLHA DE APROVAÇÃO

DADOS CURRICULARES

LEANDRO DE MOURA MARTINS

Nascimento	16 de junho de 1979
Naturalidade	Rio de Janeiro – Rio de Janeiro
Filiação	João Teixeira Martins Marleni de Moura Martins
1998-2001	Curso de Graduação em Odontologia pela Universidade Gama Filho – UGF
2002-2003	Curso de Especialização em Dentística Restauradora pela Faculdade de Odontologia de Bauru – FOB-USP
2003-2005	Curso de Especialização em Prótese Dentária pela Sociedade de Promoção Social do Fissurado Lábio-Palatal – PROFIS –Bauru-SP
2005-2007	Curso de Pós Graduação, em nível de Mestrado, em Dentística com opção em Materiais Dentários, pela Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo - FOB-USP
2007-2011	Curso de Pós Graduação, em nível de Doutorado, em Reabilitação Oral, pela Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo - FOB-USP
2010-	Professor da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal do Amazonas – FAO-UFAM
Associações	SBPqO – Sociedade Brasileira de Pesquisa Odontológica IADR – International Association for Dental Research Membro honorário da Sociedade Paraguaia de Prótese

DEDICATÓRIA

À **Deus**, do qual todas as coisas dependem.

Aos meus pais **João e Marleni** que, na segurança de um lar bem estruturado, esculpiram minha personalidade e meu caráter, além do amor incondicional e doação de suas vidas. Dedico a vocês mais do que esse trabalho, dedico toda minha vida e meu agradecimento eterno. Simplesmente perfeitos!

Aos meus irmãos **Luciano e Claudia**, amigos, companheiros, pela confiança que me concederam e a certeza de ter com quem contar. “Vocês são a melhor ponte com o meu passado e quem sempre me apoiará no futuro”.

Aos meus sobrinhos-afilhados **Julia e Davi**, pelo amor sincero e inocente e por mostrar em que a renovação faz parte da vida. Vocês são a alegria da minha vida.

Às minhas avós **Nair e Custodia†**, pelos ensinamentos de que existem diferenças entre inteligência e conhecimento e que a humildade é o conhecimento exato do que não somos.

À minha esposa **Luciana**, companheira inseparável e amor incondicional. A sua presença me traz a segurança no amanhã e a certeza de felicidade. Obrigado pela compreensão das minhas falhas, pela cumplicidade, pela luz que me guia, por ser minha inspiração e acima de tudo pelo amor mais intenso que jamais sonhei existir.

Aos meus “pais-sogros” **Rozenaldo e Eliany**, por me fazerem sentir em casa quando longe dela, por me aceitarem como filho e por me concederem o bem mais precioso de vocês. Minha gratidão eterna.

AGRADECIMENTOS

Ao meu Orientador, **Prof. Dr. Gerson Bonfante**, minha eterna gratidão pela confiança ao permitir que desenvolvesse minhas idéias com extrema liberdade, apoio e paciência e pelo exemplo de pessoa e profissional. Ao amigo **Gerson Bonfante**, por ter me acolhido como parte de sua família, desde os primeiros momentos de convivência. Sinto muito orgulho não só de ser seu orientado, mas também de ser seu amigo.

Ao meu Co-Orientador, **Prof. Dr. Nelson Silva**, por me receber com toda disposição e transformar a mudança para um lugar desconhecido em uma experiência inesquecível. Por ter dado todos os subsídios para que fosse possível essa pesquisa, compartilhando conhecimento e amizade. Te devo mais do que meus agradecimentos.

Ao amigo, **Prof. Dr. Accácio Lins do Valle**, por sempre incentivar meu ingresso na prótese, sempre esteve presente durante toda a minha vida em Bauru.

Ao **Prof. Dr. Luiz Fernando Pegoraro** pelos ensinamentos, pela alegria que tem em exercer a profissão e pelo apoio da minha ida para o exterior.

Ao **Prof. Dr. Pedro Cesar Garcia de Oliveira**, pela amizade que estabeecemos, pelo seu caráter e pelo enorme coração.

Ao amigo **Prof. Dr. Renato de Freitas**, pela confiança em meu trabalho e apoio em minhas decisões.

Aos Professores do **Departamento de Prótese**: **Dr. Pedro Cesar Garcia de Oliveira**, **Dr. Luiz Fernando Pegoraro**, **Dr. Accácio Lins do Valle**, **Dr. José Henrique Rubo**, **Dr. Paulo César Rodrigues Conti**, **Dr. Renato de Freitas**, **Dr. Paulo Martins Ferrreira**, **Dr. Gerson Bonfante**, **Dr. Carlos Araújo**, **Dra. Lucimar Falavinha Vieira**, **Dra. Karin Neppelenbroek**, **Dr. Vinicius Carvalho Porto**, **Dr. Wellington Bonachela** pela oportunidade, conhecimentos e amizade transmitidos.

Aos amigos, **Fabio Lorenzoni, Estevam Bonfante e Paulo G. Coelho**, pela participação fundamental em todos os trabalhos, ajudando sobremaneira em todos os momentos.

Ao amigo, **Prof. Dr. Paulo Afonso Silveira Francisconi** que, além de ser uma fonte inesgotável de conhecimento, me proporcionou em Bauru um ambiente acolhedor e seguro.

Ao **Prof. Dr. José Mondelli** que sempre será um exemplo de profissional.

Às secretárias do Departamento de Prótese: **Cláudia e Débora** pelos favores inesgotáveis que nenhuma retribuição será suficiente.

Aos funcionários da disciplina de Materiais Dentários: **Alcides Costa, Lourisvalda e Sandra Azuaga**, por todos esses anos de amizade.

Aos **Professores, Funcionários e Alunos da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal do Amazonas**, pela compreensão e apoio em minhas ausências e principalmente por todo o carinho que recebi desde o primeiro momento.

Às amigas **Raquel Ramos Castello e Erika Bustamante Magalhães**, por serem as irmãs que não tive estando sempre presentes, ainda que distantes.

Ao amigo **Prof. Leovirgílio Furtado** por estender a mão quando precisei de um incentivo para seguir a carreira acadêmica.

Aos meus Professores **Raquel Ramos Castello, Leovirgílio Furtado, Gisele Damiana, Rogério Fulgêncio, Denise Cortêz, Cleber Ferreira, Ana Bela e Ivo Carlos Corrêa** pelo incentivo à pesquisa.

Aos cunhados-afilhados **Fabiola e Danilo** por confiarem a mim a responsabilidade de padrinho e pela cumplicidade de nossa amizade.

Aos meus amigos do Doutorado, **Romão, Daniel, Rafael, Eduardo, Luciana, Flora, Jefferson (Buda), Murilo, Thiago Pegoraro**, mesmo sem a convivência diária, sabemos que podemos contar uns com os outros.

Aos meus amigos de pós-graduação, **Polli, Daniel, Marcela Calabria, Livia Lopes, Livia Aguiar, Kiki**, por dividirem suas experiências, sucessos e conhecimentos. Adoro vocês.

Aos amigos **Adriana Corrêa de Queiroz, Gustavo Henrique Diniz Pimentel e Andréa Mello de Andrade**, por permitirem que a amizade compartilhada com minha namorada se estendesse a mim tornando-se muito mais que amigos, partes integrantes da minha família.

À minha eterna família de Bauru, **Zezo, Tonho, Max, Luiz, Luana, Flávia, Lu, Karin, Cintinha, Marcelão, Fabio, Paulo Maurício, Ian e Patrícia**, queridos irmãos fiquei muito feliz por terem entrado na minha vida. Nossa amizade rendeu momentos intensos que foram muito bem curtidos para nunca serem substituídos.

Aos amigos **Amilkar Javier Rocha Aguila, Mônica Pereira e Santiago**, pela amizade e cumplicidade de todos os momentos. Lembrem-se de que vocês são minha família boliviana.

Aos amigos feitos durante o Programa de Doutorado com Estágio no Exterior no departamento de Biomateriais da Universidade de Nova Iorque, **Guilherme Valverde, Amilcar Junior, Márcia Sader, Jenni Hjerpe, Lukasz Witek e Nick Tovar** pela amizade, pelo aprendizado fruto da convivência e compartilhamento das experiências.

A todas as pessoas que de alguma forma contribuíram, direta ou indiretamente, para a conclusão deste trabalho. **A vocês, minha eterna gratidão.**

AGRADECIMENTOS INSTITUCIONAIS

À **Universidade Gama Filho** que me fez um cirurgião dentista.

À **Faculdade de Odontologia de Bauru**, da Universidade de São Paulo, pela oportunidade de crescer profissionalmente e de ajudar o país a desenvolver seus próprios recursos, com um curso sinônimo de qualidade.

Ao **Departamento de Prótese** da Faculdade de Odontologia de Bauru, pelo ambiente de trabalho prazeroso e pela amizade proporcionados durante a minha estadia.

À **Faculdade de Odontologia da Universidade de Nova Iorque – Departamento de Biomateriais e Biomimética**, na pessoa do **Prof. Dr. Van P. Thompson**, por apoiar a realização desse e de outros trabalhos.

À **Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) – processo 2434-09-1-** pelo fundamental suporte financeiro, tanto no exterior quanto no Brasil, que tornou essa pesquisa possível.

Ao **Programa de Aperfeiçoamento em Ensino (PAE)** pelo complemento financeiro imprescindível para a minha dedicação exclusiva ao curso.

MUITO OBRIGADO

“O todo sem a parte não é todo,
A parte sem o todo não é parte,
Mas se a parte o faz todo, sendo parte,
Não se diga, que é parte, sendo todo.”

Gregório de Matos

RESUMO

Para avaliar a confiabilidade à fadiga de coroas de dissilicato de lítio E.max CAD, com 1mm (monolítica) e 2mm de espessura, foi realizado um preparo para coroa total de um primeiro molar inferior com redução de 1 e 2mm. Réplicas em resina composta do preparo baseado em desenho auxiliado pelo computador (CAD) foram posicionadas em um articulador odontológico para fabricação dos corpos de prova. As coroas monolíticas de 1mm de dissilicato de lítio CAD/CAM (DLM) e coroas de 2.0mm, com 1,5mm de espessura vestibular de dissilicato de lítio CAD/CAM e recoberta com 0.5mm de porcelana (DLV), foram comparadas com coroas de zircônia (Y-TZP) e metalocerâmica (MC). As réplicas de resina composta foram envelhecidas em água por 30 dias e todas coroas cimentadas com cimento resinoso. Após cimentadas, todos os corpos de prova foram envelhecidos em água por 7 dias e testados com carga única ou com fadiga acelerada progressiva. As cargas foram posicionadas na cúspide mésiovestibular (n=21 para cada sistema cerâmico). A probabilidade Weibull e os gráficos de probabilidade (Alta Pro, Reliasoft) foram calculados (Best data fit – QCP) e plotados. A evolução da trinca foi acompanhada e os espécimes analisados após o teste. A menor confiabilidade foi observada para o grupo Y-TZP e não houve diferença estatística entre o grupo MC, DLM e DLV. O grupo DLV demonstrou a maior resistência característica (Eta). O modo de fratura do grupo Y-TZP foi a fratura da porcelana de cobertura sem exposição da infraestrutura. O grupo MC apresentou fraturas da porcelana com exposição do metal. Enquanto os grupos DLM e DLV tiveram fraturas catastróficas. Os grupos DLM e DLV apresentaram uma resposta à fadiga semelhante à do grupo MC e melhor que o grupo Y-TZP.

Palavras-chave: Coroa dentária. Cerâmicas. Fadiga.

ABSTRACT

Reliability of lithium disilicate crowns with different thickness under fatigue

To evaluate the fatigue reliability of monolithic 1mm and thinly veneered 2mm E.max CAD crowns. A preparation reduction of 1 and 2mm for a full crown was made on a first lower molar. The CAD-based preparation was replicated and positioned in a dental articulator for specimen fabrication. Monolithic 1mm lithium disilicate CAD/CAM crowns (DLM) and a 2mm lithium disilicate CAD/CAM with 1.5 mm thick at buccal aspect veneered with 0.5 mm thick of porcelain were compared to zirconia based (Y-TZP) and metaloceramic (MC) crowns. All composite dies were 30-day aged and all crowns were resin cemented to composite dies. After luting, all specimens were aged for 7 days in water and either single loaded to failure or step-stress fatigue tested. Loads were positioned on mesial-buccal cusp (n=21 for each ceramic system). Probability Weibull and Use level probability curves (Alta Pro, Reliasoft) were calculated (Best data fit – QCP) and plotted. Crack evolution was followed and specimens were analyzed postmortem. Lower reliability was observed for Y-TZP group and no statistical difference was observed between MC and DLM e DLV groups. DLV group showed the highest characteristic strength (Eta). Fracture mode for Y-TZP group was veneer chipping without core exposition. MC fractures were mostly chipping with metal coping exposure. While the failure for DLM and DLV groups were bulk fracture. Groups DLM and DLV resulted in fatigue response of lithium disilicate comparable to MC and higher than Y-TZP.

Key words: Dental crown. Ceramics. Fatigue.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 4.1a e b - Vista vestibular do CAD-3D do preparo para coroa total de um primeiro molar mandibular (a). Modelo 3D real em resina (b).....	51
Figura 4.2 - Réplica de resina composta incluída em resina acrílica e armazenada em água durante 30 dias.....	52
Figura 4.3 - Divisão dos grupos de acordo com o material e espessura: Y-TZP – coroas de zircônia; MC – coroas metalocerâmicas; DLV – coroas de dissilicato de lítio de 2,0mm; DLM – coroas monolíticas de dissilicato de lítio de 1,0mm.....	53
Figura 4.4a e b - Vista proximal do CAD-3D escaneado do enceramento pelo sistema LAVA CAD (a); Infraestrutura de zircônia usinada e sinterizada a partir do modelo CAD (b).....	54
Figura 4.5 - Redução de 0,5mm vestibular do grupo DLV para posterior aplicação de porcelana.....	57
Figura 4.6a-c - Corpo de prova fixado no dispositivo que permite a remoção e reposição na máquina de fadiga (a); Marcação com fita de contato da localização do endentador (b); Corpo de prova imerso em água e submetido a fadiga acelerada progressiva (c).....	58
Figura 4.7 - Representação gráfica dos perfis leve, moderado e severo aos quais foram submetidas as coroas pelo método de fadiga acelerada progressiva.....	59
Figura 4.8a e b - Seccionamento do corpo de prova incluído em resina epóxica (a) e corpo de prova inspecionado ao microscópio de luz polarizada (b).....	61
Figura 5.1a-d - O gráficos de probabilidade Weibull (não confiabilidade) do DLM (A) e DLV (B), considerando a carga de 1200N. Espécimes falhos são apresentados como pontos azuis. Intervalos de confiança de 90% são exibidos como linhas vermelhas. (A) Gráfico do DLM (n = 18 espécimes, 13 fraturas e 5 suspensões), Beta = 0,94. (B) Gráfico d DLV (n = 18 espécimes, 6 fraturas e 12 suspensões), Beta = 0,90. Sobreposições entre os níveis de confiança não mostram diferença estatisticamente significativa. (C) e (D) gráficos de contorno com nível de confiança de 90% para a relação entre os parâmetros de forma (Beta) e resistência característica (Eta). As sobreposições no gráfico de contorno significam que não existe diferença estatisticamente significativa.....	66

-
-
- Figura 5.2a-f - As secções transversais do estereomicroscópio óptico de luz polarizada dos corpos de prova suspensos dos grupos DLM (ab e cd) e do DLV (ef) demonstrando os modos de falha após fadiga acelerada. Detalhes pontilhados (quadrados) em a, c e f destacam as imagens exibidas em b, d, f, respectivamente. (ab) Mostram amostra suspensa em 60.000 ciclos e 500N de carga. Note trincas do tipo cone externo (seta branca sólida) e cone interno (seta branca segmentado). Nenhuma trinca radial pode ser vista neste corpo de prova seccionado. (cd) Verifica-se um corpo de prova suspenso após 184.000 ciclos e 1400N de carga. Detalhe oval pontilhado demonstra trinca radial que se estende do cimento para a interface com a cerâmica. Note em (d) a trinca do cimento (círculo sólido). (ef) apresenta profundas trincas internas do tipo cone após 184.000 ciclos e 1500N. Note a trinca radial a partir da interface cimento/cerâmica. Note a ausência de bolhas na cerâmica, devido ao método de fabricação..... 68
- Figura 5.3a-f - Modos de fratura do grupo MC (a-b), grupo Y-TZP (c-d) e grupos DLM e DLV (e-f). Os círculos pontilhados indicam a área de contato oclusal, onde a fratura iniciou e propagou para as margens e áreas proximal (setas), mostrando fratura da faceta de porcelana para os grupos MC e Y-TZP e catastrófica para os grupos DLM e DLV..... 69
- Figura 5.4a-f - Modos de falha das coroas de IPS e.max laboratorial (a-c) e clínico (d-f). Note que o crescimento da trinca de um ponto de vista laboratorial tende a formar um anel em torno da área demarcada. A partir da coroa intacta (a) a coroa fadigada (b), uma trilha do deslizamento do endentador é formado (pontilhado preto), seguido por um crescimento da trinca para direções mesial e distal. Enquanto a carga avança, trincas propagam-se ao redor da área de endentação em forma de anel (c). O quadro clínico de uma coroa não cimentada (d) formaram o mesmo padrão de fratura da visto em (c). Durante a prova da coroa e os procedimentos de ajuste oclusal. A estereomicroscopia óptica de luz polarizada da superfície fraturada (e) da coroa E-max visto em (d) mostra trincas radiais méso-distal (sólido setas brancas) e vestibuloligual (seta branca segmentada). (f) representa a imagem polarizada da oclusal da coroa visto em (d), mostrando padrão de trinca similar de corpos de prova suspensos (c) após fadiga em laboratório (69 K ciclos de carga a 1400N)..... 70
-
-

LISTA DE TABELAS

Tabela 5.1 - Valores do Módulo Weibull Beta (β) e da Resistência Característica Eta (η) para os grupos testados considerando os intervalos de confiança de 90% com limites inferior e superior.....	66
--	----

LISTA DE ABREVIATURA E SIGLAS

RMCs	restaurações metalocerâmicos
Y-TZP	Zircônia tetragonal parcialmente estabilizada por óxido de ítrio
CET	Coeficiente de expansão térmica
CAD/CAM	desenhado com auxílio de computador/usinado com auxílio do computador
PPF	prótese parcial fixa
SCG	crescimento lento da trinca (<i>slow crack growth</i>)
3D	tridimensional
PVC	cloreto de polivinila

LISTA DE SÍMBOLOS

%	por cento
MPa	megapascal
°C	graus Celsius
°C/min	graus Celsius por minuto
KIc	tenacidade à fratura
Mpa.m ^{1/2}	megapascal vezes raiz quadrada de metro
µm	micrômetro
t	fase tetragonal
m	fase monoclinica
t-m	transformação da fase tetragonal para monoclinica
GPa	gigapascal
Tg	transição vítrea
ppm.K	parte por milhão vezes grau Kelvin
W/m.K	watts por metro vezes grau Kelvin
N	Newton
mm/min	milímetro por minuto
Hz	Hertz
β	Beta
η	Eta

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	15
2	REVISÃO DE LITERATURA	21
2.1	SISTEMAS CERÂMICOS	23
2.2	METALOCERÂMICA	24
2.3	DISSILICATO DE LÍTIO	27
2.4	ZIRCÔNIA PARCIALMENTE ESTABILIZADA POR ÍTRIO	29
2.5	DESEMPENHO CLÍNICO DOS SISTEMAS CERÂMICOS	32
2.5.1	COMPLICAÇÕES BIOLÓGICAS	32
2.5.2	COMPLICAÇÕES MECÂNICAS	33
2.6	FATORES QUE INFLUENCIAM A LONGEVIDADE	35
2.7	PREVISÃO DO DESEMPENHO CLÍNICO	40
3	PROPOSIÇÃO	45
4	MATERIAL E MÉTODOS	49
4.1	FABRICAÇÃO DAS INFRAESTRUTURAS DE Y-TZP	53
4.2	FABRICAÇÃO DAS INFRAESTRUTURAS DE PdAg	55
	FABRICAÇÃO DAS COROAS DE DISSILICATO DE LÍTIO (DLM E	
4.3	DLV)	56
4.4	CIMENTAÇÃO	57
4.5	TESTES MECÂNICOS	57
5	RESULTADOS	63
5.1	RESISTÊNCIA À FRATURA POR COMPRESSÃO AXIAL	65
5.2	CONFIABILIDADE	65
5.3	MODO DE FALHA	67
6	DISCUSSÃO	71
7	CONCLUSÕES	79
	REFERÊNCIAS	83

1 Introdução

1 INTRODUÇÃO

Os sistemas cerâmicos representam hoje na Odontologia uma alternativa aos metais no tratamento protético, produzindo próteses com características superiores de biocompatibilidade e de estética. Na maioria dos casos, principalmente em próteses anteriores, o comportamento desses sistemas é satisfatório. Entretanto, com a crescente valorização da estética e expansão de uso nas áreas posteriores, novos materiais mais resistentes são exigidos (BONFANTE et al., 2009a).

Essa tendência foi percebida por McLean e Hughes, em 1965, seguindo o conceito do aumento da rigidez, ao utilizar óxidos cerâmicos como “limitadores de trincas” (ANDERSSON e ODÉN, 1993; MCLEAN e HUGHES, 1965). Vários óxidos foram considerados, entre eles os óxidos de titânio, de zircônio e de alumínio. Surgiram, então, as porcelanas reforçadas por alumina, uma mistura de 50% (em peso) de cristais de alumina com uma porcelana feldspática de baixa fusão, com a possibilidade de constituírem infra-estruturas em substituição aos metais. A partir desse momento, outros materiais (porcelanas feldspáticas reforçadas por leucita, dissilicato de lítio, alumina e zircônia) e outras formas de processamento (porcelanas injetadas, prensadas, infiltradas e usinadas) passaram a ser desenvolvidos (BONFANTE et al., 2009b).

As restaurações metalocerâmicas (RMC) ainda são consideradas o tratamento padrão em odontologia, devido à sua elevada taxa de sucesso (ISGRÒ et al., 2005; PRÖBSTER e DIEHL, 1992). Em contraste com todos os sistemas restauradores cerâmicos, falhas biológicas são mais comumente enfatizadas em RMCs e complicações mecânicas, tais como a fratura e/ou lascamento da porcelana de cobertura, são raramente descritas (BOTTINO et al., 2001). Embora seja relatado uma longevidade clínica para as RMCs, se as tensões mecânicas e térmicas forem melhor controladas por meio dos métodos de confecção e dos materiais, o desempenho clínico semelhante às RMCs pode ser alcançado para todos os sistemas cerâmicos (RAIGRODSKI, 2004).

Em comparação com outros sistemas cerâmicos, o policristal de zircônia tetragonal parcialmente estabilizada por óxido de ítrio (Y-TZP) apresenta propriedades mecânicas superiores, em parte relacionado com um mecanismo de

tenacificação por transformação (CHRISTEL et al., 1989; TINSCHERT et al., 2000). A resistência inicial e a tenacidade desses materiais, que o cunharam de aço cerâmico é resultado da estabilização parcial da zircônia (MANICONE et al., 2007). O processo de obstrução da propagação da trinca ocorre na presença de campos de tensões de tração na borda da trinca que induz a desestabilização das partículas tetragonais e a ocorrência de uma transformação de fase displaciva (martensítica) para monoclinica. Esta transformação é acompanhada por um aumento de volume (3-5%) do material, que provoca uma força compressiva contra as superfícies da trinca, fechando-a e dificultando sua propagação ou crescimento (ISGRÒ et al., 2005, NASSAU, 1998).

Embora a zircônia seja mais comumente investigada como estruturas de próteses parciais fixas (SAILER et al., 2006; TINSCHERT et al., 2001; VULT VON STEYERN et al., 2005), as informações esparsas sobre coroas unitárias têm mostrado resultados semelhantes em relação ao modo de falha padrão, envolvendo fraturas coesivas da porcelana de cobertura (CEHRELI et al., 2009; GROTEN e HUTTIG, 2010; NASSAU, 1998). A fratura da porcelana de cobertura nas restaurações Y-TZP é um fenômeno complexo, provavelmente envolvendo diversos fatores como diferenças de coeficiente de expansão térmica (CET) entre a infraestrutura e a porcelana, tensões térmicas residuais do resfriamento, desenho da infraestrutura, e outros, e deve-se reconhecer que ainda há muito para ser esclarecido (ZARONE et al., 2011). Mudanças específicas no desenho da infraestrutura otimizaram o suporte da porcelana, as melhorias na confiabilidade e tamanhos reduzidos das fraturas da porcelana de cobertura em relação a uma infraestrutura de espessura uniforme para coroas Y-TZP têm estimulado o seu uso (LORENZONI et al., 2010; SILVA et al., 2011).

O sistema Empress (Ivoclar Vivadent), um vidro-cerâmico reforçado por leucita, é um dos materiais mais representativos entre as cerâmicas injetadas. Outras melhorias deste sistema levaram à introdução de dissilicato de lítio (IPS Empress II) em 1998, com um aumento significativo da resistência. Mais recentemente o dissilicato de lítio prensado (IPS e.max Press), com melhores propriedades físicas e ópticas por meio de um diferente processo de queima, foi desenvolvido. O mesmo dissilicato de lítio (IPS e.max) foi projetado para a tecnologia de processamento CAD/CAM (desenhado com auxílio do computador/usinado com auxílio do computador) (Andersson et al., 1998).

O sistema de dissilicato de lítio, processado pelo sistema CAD/CAM (IPS e.max CAD) ou pelo sistema prensado (IPS e.max), é indicado como uma coroa monolítica ou como uma infraestrutura para revestimento com porcelana. Em recente pesquisa clínica de 2 anos de duração, coroas monolíticas de dissilicato de lítio mostraram resultados promissores em termos de integridade, sem falhas mecânicas, tal como fratura ou lascamento (FASBINDER et al., 2010; REICH et al., 2010). De acordo com estes achados clínicos, coroas monolíticas de IPS e.max CAD com espessura de 2mm submetidas a testes de fadiga de contato deslizante demonstraram confiabilidade significativamente maior do que coroas estratificadas de Y-TZP (GUESS et al., 2010).

Todas as coroas de cerâmica estão sujeitas à fratura durante a função, especialmente na região posterior (GOODACRE et al., 2003; KELLY, 2004; ZAHARAN et al., 2008). Como a fratura da cerâmica e do dente é o mecanismo primário de falha das restaurações cerâmicas (HICKEL e MANHART, 2001), vários métodos foram utilizados para investigar o processo de fratura da cerâmica monolítica (ATTIA et al., 2006; BINDL et al., 2006; ZHANG et al., 2009).

Há uma necessidade de entender a mecânica fundamental da falha em sistemas cerâmicos, especialmente sob condições de carga, que representam a mastigação (MALAMENT e SOCRANSKY, 2001). Ao testar a resistência de coroas, as condições devem ser semelhantes à situação clínica (KELLY, 1999). Embora a maioria dos estudos tenha utilizado o carregamento uniaxial para ensaios de fadiga, estes testes tradicionais de carga até a falha não criam sistemas de trincas semelhantes às falhas clínicas. Portanto, trincas que imitam a falha clínica só podem ser produzidas em cargas intraorais realistas sob protocolos de testes modificados (KELLY, 1999). Em um ciclo de mastigação, os dentes posteriores começam o contato com um contato excêntrico da cúspide vestibulares dos dentes inferiores com as inclinações internas das cúspides vestibulares dos dentes superiores, seguido por um movimento de deslizamento por meio da oclusão cêntrica e, em seguida levantando. O comprimento médio do caminho de deslizamento de um primeiro molar é de aproximadamente 0,5mm (DELONG e DOUGLAS, 1983). O carregamento de fadiga acelerada progressiva é um método muito adequado para simular movimentos intraorais (KIM et al., 2008).

Ainda que os resultados clínicos sejam promissores para coroas monolíticas de dissilicato de lítio, espessuras oclusais inferiores a 2mm podem reduzir a confiabilidade das coroas monolíticas de dissilicato de lítio. Esta hipótese justifica a investigação. Além disso, para o uso de procelanas de revestimento para melhorar a estética, seria necessário uma redução na estrutura coronária que também poderia limitar o desempenho da coroa mecânica na região posterior. Como as RMCs são conhecidas por terem passado no teste da longevidade clínica e restaurações Y-TZP são de grande interesse para uso clínico, estes materiais devem ser comparados com coroas de dissilicato de lítio testadas com a mesma metodologia.

2 Revisão de Literatura

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 SISTEMAS CERÂMICOS

As cerâmicas são materiais atraentes para próteses dentárias principalmente por sua excelente biocompatibilidade e estética (REKOW *et al.*, 2011). Coroas unitárias representam o tratamento protético fixo mais comum (DOLAN e LAUER, 2001). De acordo com uma pesquisa realizada pela Associação Americana de Odontologia (1999), dentre 45 milhões de coroas dentárias realizadas no consultórios particulares dos Estados Unidos, 37 milhões foram coroas de cerâmica (ADA, 2002). Para atender a este mercado da “ditadura” estética, abundante e crescente criado pelos pacientes e profissionais, as restaurações livres de metal de diversos tipos de sistemas de cerâmica pura têm sido desenvolvidos nas últimas décadas.

As restaurações cerâmicas foram introduzidas por Land (LAND, 1903) em 1903 e apresentavam como principal desvantagem a alta taxa de fratura, causada pela propagação de trincas inerentes aos materiais. Esta foi a razão pela qual os metais, por terem alto módulo de elasticidade (rigidez), passaram a ser utilizados como infraestrutura para as porcelanas a partir de 1962. A união conseguida entre metal e cerâmica impede a flexão e a deformação das cerâmicas, reduzindo a propagação de trincas e assegurando a longevidade das coroas (KELLY, 2004).

As tradicionais coroas metalocerâmicas consistem numa infraestrutura de metal recoberta por porcelana. A infraestrutura de metal é opaca e por consequência não consegue imitar a translucidez do dente natural. A presença de linha metálica acinzentada na margem gengival das coroas metalocerâmicas e a possibilidade de alergia ao metal (níquel), levaram McLean e Hughes, em 1965, seguindo o conceito do aumento da rigidez, a utilizar óxidos cerâmicos como “limitadores de trincas” (ANDERSSON e ODÉN, 1993; MCLEAN e HUGHES, 1965). Vários óxidos foram considerados, entre eles os óxidos de titânio, de zircônio e de alumínio. Os óxidos de alumínio, chamados de alumina, foram escolhidos inicialmente por apresentarem maior número de vantagens estéticas e mecânicas, além de baixo custo e fácil obtenção. Surgiram então as porcelanas reforçadas por alumina, numa mistura de

50% (em peso) de cristais de alumina com uma porcelana feldspática de baixa fusão, com a possibilidade de constituírem infraestrutura em substituição aos metais. A partir desse momento, outros materiais (porcelanas feldspáticas reforçadas por leucita, dissilicato de lítio, alumina e zircônia) e outras formas de processamento (porcelanas injetadas, prensadas, infiltradas e usinadas) passaram a ser desenvolvidos (BONFANTE *et al.*, 2009b).

Estes sistemas podem ser fabricados em uma única camada (coroas monolíticas) como as vitrocerâmicas (cerâmicas à base de dissilicato de lítio ou de leucita) ou, podem ser confeccionadas em camadas compostas pela infraestrutura cerâmica e pela cerâmica de cobertura. Três materiais de infraestrutura cerâmica parecem predominar na literatura: dissilicato de lítio, alumina e zircônia infiltrados por vidro, e zircônia. Em 2009, Christensen (CHRISTENSEN, 2010) relatou que as restaurações baseadas em zircônia representavam 55%, enquanto as próteses baseadas em dissilicato de lítio eram 27% e as de alumina cerca de 0,6% das restaurações totalmente cerâmicas.

2.2 METALOCERÂMICA

Tradicionalmente em odontologia, as restaurações cerâmicas são utilizadas em associação com uma infraestrutura metálica, reunindo desta forma as qualidades estéticas das cerâmicas com a resistência e tenacidade dos metais (NOORT, 2009; QUALTROUGH e PIDDOCK, 1997).

O desenvolvimento de fornos a vácuo para cerâmicas odontológicas na década de 60 produziu uma melhoria na estética e diminuição das porosidades internas das porcelanas, conseqüentemente maior resistência, aproximadamente 60 MPa, e maior translucidez (MCLEAN, 2001; PIDDOCK e QUALTROUGH, 1990). Entretanto, somente em 1962, Weinstein *et al.* (WEINSTEIN *et al.*, 1962) conseguiram resolver o problema da resistência das cerâmicas, por meio de uma ligação química com o ouro. Para a produção de restaurações metalocerâmicas foram utilizados pós cerâmicos contendo de 11% a 15% de óxido de potássio. Estes pós, quando submetidos a temperaturas entre 700 e 1200°C produziam vidros com alto coeficiente de expansão térmica (CET), capazes de se unir a uma infraestrutura metálica com uma expansão térmica semelhante. A estas cerâmicas, por serem

vidros de alumina e sílica derivados de minerais feldspáticos, foram denominadas de cerâmicas feldspáticas (ELIADES, 2003). Este trabalho de Weinstein et al. (WEINSTEIN *et al.*, 1962), patenteado nos Estados Unidos em 1962 modificou totalmente a Odontologia restauradora da época, pois o grande problema encontrado na utilização das cerâmicas como material restaurador era justamente a sua friabilidade e baixa resistência às forças mastigatórias. A obtenção da ligação química do ouro à cerâmica possibilitou a união da estética da cerâmica à resistência proporcionada pela infraestrutura metálica. Desta maneira, tanto coroas unitárias quanto próteses fixas substituindo dentes perdidos puderam ser executadas com alto índice de sucesso. Em avaliações clínicas de longevidade entre 15 e 20 anos são encontrados índices de cerca de 90% de sucesso (BLATZ, 2002; WALTON, 2003). Dez anos após, no início da década de 70 cerca de 90% dos trabalhos de próteses parciais fixas executados nos EUA eram metalocerâmicas (WALTON, 2003) .

No entanto, em função do alto preço do ouro, houve a substituição do mesmo por ligas alternativas e que ainda hoje são muito utilizadas, ligas não preciosas como as ligas de níquel-cromo e ligas semi preciosas à base de prata-paládio (WALTON, 2003). As ligas com alto conteúdo de ouro apresentam muitas vantagens em relação as estas ligas alternativas não preciosas e semi preciosas, como: melhor adaptação marginal, menor oxidação, melhor cor, maior resistência à corrosão e maior biocompatibilidade (AL-HIYASAT *et al.*, 2003). Em função destas qualidades, as ligas contendo alto conteúdo de ouro ($\pm 84\%$ de ouro) ainda permanecem como as ligas preferenciais. Porém, as restaurações metalocerâmicas apesar de terem sido um grande avanço quando de sua introdução, apresentam ainda alguns problemas estéticos, pela presença de metal na borda cervical da restauração, pela pouca espessura de cerâmica na região cervical com a conseqüente dificuldade de obtenção do croma desejado, alteração da coloração da região cervical pela deposição dos óxidos provenientes da oxidação das ligas utilizadas, principalmente as não preciosas e também as semi-preciosas (WASSELL *et al.*, 2002).

Outro problema que tem sido documentado relacionado às coroas metalocerâmicas são as reações alérgicas (AL-HIYASAT *et al.*, 2003; ELIADES, 2003; GEURTSSEN, 2002; WATAHA E MESSER, 2004). Os íons metálicos liberados das ligas utilizadas nas restaurações metalocerâmicas podem provocar reações alérgicas locais ou sistêmicas. Estudo conduzido por Kansu e Aydin (KANSU e

AYDIN, 1996), em 1996, demonstrou que o níquel possui um grande potencial alergênico. Em muitos países da Europa, ligas com conteúdo de níquel não são recomendadas para sua utilização em Odontologia pelos serviços de Saúde de seus respectivos países (WASSELL *et al.*, 2002). Nestes países a liga não preciosa utilizada é o cobalto-cromo. Dentre as ligas semi-preciosas, a liga de paládio-prata (PdAg) é a mais utilizada por apresentar elevada resistência à corrosão, módulo de elasticidade e dureza (WATAHA e MESSER, 2004). Levando em consideração essas propriedades, Kim *et al.* (KIM *et al.*, 2007), em 2007, ressaltaram que ligas como a PdAg atuam como bloqueadores de tensões. Essa estrutura metálica na porção inferior da porcelana não permite a sua flexão e impede a fratura radial (fratura catastrófica).

No entanto, a presença do colar metálico das restaurações metalocerâmicas sempre foi um fator limitante esteticamente. A primeira alternativa de construção de ombro cerâmico antecede as metalocerâmicas. A técnica da matriz de platina, utilizada com sucesso nas coroas de jaquetas utilizadas até então, foi descrita por Brecker em 1956 (BRECKER, 1967). Afim de se conseguir uma boa adaptação marginal da cerâmica ao troquel de gesso, uma matriz de platina extremamente delgada era adaptada sobre o troquel e aplicada a cerâmica. Desta maneira conseguia-se uma boa adaptação marginal, sem o arredondamento das bordas da cerâmica (WASSELL *et al.*, 2002).

Em 1969, Vickery *et al.* (VICKERY *et al.*, 1969) sugeriram a utilização de um troquel de refratário para a confecção do ombro cerâmico, onde é feita a duplicação do troquel de gesso, obtendo-se a partir desta cópia um troquel de gesso refratário, para a aplicação direta da cerâmica sobre o mesmo. Apesar de se conseguir bons resultados de adaptação marginal esta técnica não se tornou atrativa, pelo acréscimo de etapas protéticas.

Esses 50 anos de sucesso clínico e inumeráveis resultados positivos sobre as expectativas clínicas para essas RMCs, levou ao conhecimento e confiança dos profissionais nas RMC para coroas unitárias e próteses fixas. Pesquisas revelaram uma baixa porcentagem de falhas após anos de serviço (KIM *et al.*, 2008; KIM *et al.*, 2007). Todo esse tempo de serviço faz com que as RMCs continuem sendo o tratamento de escolha, representando, em 2009, 58,7% de todas as restaurações realizadas (CHRISTENSEN, 2010).

2.3 DISSILICATO DE LÍTIO

No início dos anos 90, a técnica de cera perdida foi introduzida como um método de processamento inovador para restaurações de cerâmica pura (BOTTINO *et al.*, 2001). Assim, a moldagem pela injeção a quente sob pressão (“heat pressing”), utiliza um padrão em cera de infraestrutura ou da coroa a ser produzida, a qual é incluída em um molde refratário. Este refratário é inserido no interior de um forno convencional para eliminar a cera, pré-aquecido a 700°C, durante 30 minutos. Dessa forma, cria-se um espaço para o seu preenchimento subsequente com a vitrocerâmica. Ainda neste forno, a pastilha de cerâmica, que pode ser reforçada tanto pela leucita quanto pelo dissilicato de lítio, é posicionada na abertura do refratário, juntamente com o cursor de alumina. Este conjunto, (refratário, cerâmica, cursor de alumina) é inserido no interior do forno desenvolvido para a técnica, o qual introduz a cerâmica por meio de fluxo viscoso. A temperatura inicial é de 700°C, com taxa de aquecimento de 60°C/min, com temperatura final de 920°C para a injeção da cerâmica (para o dissilicato de lítio), mantendo tempo de injeção por 20min à pressão de 5 bar. A temperatura final para a técnica com injeção de cerâmica com leucita é de 1180°C (IVOCLAR VIVADENT).

O IPS Empress (Ivoclar Vivadent) constituído de porcelana reforçada por leucita é um dos materiais mais representativos das cerâmicas injetadas. Outras melhorias deste sistema levaram à introdução de cristais de dissilicato de lítio, em 1998 (IPS Empress II – Ivoclar Vivadent), com um aumento significativo da resistência em cerca de 4 vezes quando comparado com as porcelanas feldspáticas. Este sistema é composto por cerâmica vítrea contendo 70% em volume de cristais de dissilicato de lítio, densamente dispostos e unidos à matriz vítrea (Martins *et al.*, 2010).

Testes para mensurar a resistência à flexão do material da estrutura demonstraram uma variação de 300-400MPa (RAIGRODSKI, 2004). A tenacidade descreve a resistência de materiais friáveis para a propagação de falhas catastróficas sob uma tensão aplicada. Para o material do núcleo dissilicato de lítio, a tenacidade à fratura (KIC), varia entre 2,8 e 3,5 MPa.m^{1/2} (RAIGRODSKI, 2004). Embora estes materiais de vidro permitam a fabricação de restauração relativamente translúcidas, recomenda-se que estas restaurações sejam condicionadas e cimentadas adesivamente para aumentar sua resistência e longevidade (BINDL *et*

al., 2006; ISGRÓ *et al.*, 2011). O sistema se limita a fabricar próteses de 3 unidades para substituir um dente anterior ao segundo pré-molar. As dimensões mínimas essenciais para os conectores são 4 a 5mm oclusogengivalmente e 3 a 4mm vestibulolingualmente (RAIGRODSKI, 2004).

Recentemente foi desenvolvido um sistema de dissilicato de lítio prensado (E.max Press Ivoclar Vivadent) com melhores propriedades físicas e translucidez, que passa por um processo de queima diferente (KOKUBO, 2008). A produção desse material passa por duas fases cristalinas: o dissilicato de lítio e o metassilicato de lítio. Esse processo de dupla nucleação ocorre simultaneamente. A microestrutura do dissilicato de lítio prensado consiste em aproximadamente 70% de cristais de dissilicato de lítio em uma matriz vítrea. Estes cristais medem aproximadamente 3-6µm em comprimento (IVOCLAR VIVADENT).

O material foi também desenvolvido para o sistema CAD/CAM (E.max CAD – Ivoclar Vivadent). O bloco de dissilicato de lítio usinado também passa por um processo de cristalização de dois estágios. Cristais de lítio metassilicato são precipitados durante a primeira fase. O vidro resultante da cerâmica tem uma faixa de tamanho de cristal de 0,2 a 1µm, com cerca de 40% de cristais metassilicato de lítio, em volume (HEINTZE *et al.*, 2010). Isso cria uma cor azul-violeta no bloco, o que representa o comumente chamado "bloco azul". Este estado precristalizado permite que o bloco seja usinado facilmente, sem desgaste excessivo da ponta diamantada ou danos ao material. A cristalização final ocorre após a usinagem na forma desejada por meio da tecnologia CAD/CAM. O processo de cristalização ocorre aos 850°C no vácuo. A fase de cristais de metassilicato é dissolvida completamente e o dissilicato de lítio cristaliza. Este processo também converte a cor azul do bloco precristalizado na cor do dente selecionado e resulta em uma cerâmica vítrea com um tamanho de grão fino de aproximadamente 1,5µm e 70% de cristais em volume incorporados na matriz vítrea (APEL *et al.*, 2008; FASBINDER *et al.*, 2010; REICH *et al.*, 2010). Esse tratamento diferenciado garante ao material uma resistência flexural maior que a dos demais produtos à base de dissilicato de lítio (740MPa), enquanto o Empress 2 apresenta uma resistência de 380MPa e o E.max Press de 440MPa (FASBINDER *et al.*, 2010).

O dissilicato de lítio pode ser usado tanto como uma coroa monolítica ou como infraestrutura para revestimento com porcelana. Devido à translucidez favorável e à variedade de cores, este material vitrocerâmico pode ser

confeccionado em uma só camada (monolítico) e, após a confecção no formato anatômico desejado, é realizada a caracterização do mesmo. A alta resistência do material permite uma aplicação versátil e pode ser usado para a fabricação de coroas unitárias na região anterior e posterior, com cimentação convencional ou adesiva (GUESS *et al.*, 2010).

2.4 ZIRCÔNIA PARCIALMENTE ESTABILIZADA POR ÍTRIO

O material de infraestrutura mais recente para próteses totalmente cerâmicas consiste em policristais de zirconia tetragonal estabilizada com ítrio (Y-TZP). Esses materiais tiveram inicialmente sua aplicação introduzida para uso biomédico na ortopedia, principalmente para artroplastia total do quadril e tiveram sucesso por causa das excelentes propriedades mecânicas do material e sua biocompatibilidade (RAIGRODSKI, 2004). Em 1990 o uso de Y-TZP expandiu-se para a odontologia para a confecção de pinos pré-fabricados e implantes. Este material tem sido considerado como um material de infraestrutura alternativa ao metal das restaurações metalocerâmicas (RAIGRODSKI, 2004).

A zircônia tem se tornado um material de infraestrutura extremamente popular. Suas propriedades mecânicas são as de maiores valores dentre todas as cerâmicas odontológicas (DENRY e KELLY, 2008), permitindo a criação de estruturas de cerâmica antes impossíveis historicamente. Não surpreendentemente, ela tem sido o foco das recentes revisões aprofundadas (DENRY e KELLY, 2008; KELLY e DENRY, 2008; MANICONE *et al.*, 2007).

O óxido de ítrio é um óxido de estabilização adicionado à zircônia pura para estabilizá-la à temperatura ambiente e para gerar um material multifásico conhecido como zircônia parcialmente estabilizada (RAIGRODSKI, 2004). A alta resistência inicial e tenacidade à fratura da Y-TZP resulta das propriedades físicas da zircônia parcialmente estabilizada (RAIGRODSKI, 2004).

A transformação de fase adequadamente controlada em cerâmicas odontológicas pode melhorar o desempenho clínico. A zircônia pura pode assumir três formas cristalográficas, dependendo da temperatura (monoclínica na temperatura ambiente até 1170°C, tetragonal de 1170 °C a 2370°C, e cúbica acima de 2370°C (DENRY e KELLY, 2008). Quando estabilizada com ítrio, a estrutura

tetragonal (t) pode ser mantida em temperatura ambiente. Condições externas, como tensões de tração atuando na extremidade da trinca, podem transformar a fase tetragonal metaestável (t) para a monoclinica mais estável (m) (RAIGRODSKI, 2004). Esta transformação (t-m) tem uma expansão de volume associada de 3-5%, o que, em zircônia pura, pode levar a uma falha catastrófica (DENRY e KELLY, 2008). No entanto, por meio da adição de óxidos de estabilização, tensões compressivas e microtrincas criadas ao redor das partículas transformadas efetivamente se opõe à abertura das trincas e aumentam a sua resistência à propagação (GARVIE e HANNINK, 1975), resultando na tenacidade por transformação do material com melhora da sua resistência (KIM *et al.*, 2010; REKOW *et al.*, 2011; THOLEY *et al.*, 2010).

Por meio deste fenômeno, a zircônia (Y-TZP) possui uma resistência que se aproxima da do aço (GARVIE e HANNINK, 1975; MANICONE *et al.*, 2007). Apesar dessa resistência, sua tenacidade é de $9 \text{ mPa.m}^{1/2}$, em comparação com $40 \text{ MPa.m}^{1/2}$ para o aço. Além de sua excepcional resistência à flexão de 900-1200MPa, o módulo de elasticidade intermediário da zircônia (780 GPa) oferece vantagens em estruturas estratificadas mudando o modo de dano e fratura na camada de revestimento de porcelana em comparação com a prótese de alumina (340 GPa) (KIM *et al.*, 2007). Curiosamente, a dureza, sendo uma combinação de módulo de elasticidade e resistência, é menor para zircônia do que para alumina (LAZAR *et al.*, 2008). Com propriedades mecânicas superiores às demais cerâmicas, a zircônia (Y-TZP) ampliou as indicações das prótese cerâmicas para próteses parciais fixas de 3 a 4 elementos em qualquer região bucal (MARTINS *et al.*, 2010) .

Como visto, a zircônia apresenta excelentes características mecânicas, como a tenacidade à fratura e a resistência flexural, em parte devido a transformação da fase metaestável tetragonal para a monoclinica, a qual é estável (REKOW *et al.*, 2011). Entretanto, apresenta o problema relacionado com sua degradação por envelhecimento a baixas temperaturas (CHEVALIER, 2006), sendo que este fenômeno ocorre na superfície da zircônia e degrada suas excelentes propriedades mecânicas. A zircônia, quer seja estabilizada por ítrio, cério, cálcio ou magnésio é suscetível à degradação em várias situações de ambientes como ao vapor d'água, a umidade do ar e a outros fluidos; contudo, em ambiente aquoso o efeito é mais catastrófico e ocorre em curtos períodos de tempo (REKOW *et al.*, 2011) .

Por meio do mesmo mecanismo (transformação da fase tetragonal-monoclínica) que pode beneficiar a Y-TZP melhorando suas propriedades mecânicas (MARTINS *et al.*, 2010), se pode deteriorar estas mesmas propriedades mecânicas através do processo do seu envelhecimento (MARTINS *et al.*, 2010). Assim, a degradação é causada por esta transformação de fase, a qual é acompanhada pelo surgimento de micro ou macro trincas, ocorrendo primeiramente na superfície do material, sendo que a água ou o vapor d'água podem atuar sinergicamente neste mecanismo de envelhecimento (MARTINS *et al.*, 2010). Dessa forma, este processo ocorre primeiramente em grãos localizados na superfície, com uma cascata posterior de eventos que culmina na formação de microtrincas e estresse nos grãos vizinhos, favorecendo a penetração de água e promovendo a transformação de fase em um maior número de grãos. Finalmente ocorre a formação de uma superfície rugosa associada a microtrincas mais extensas (CHEVALIER, 2006).

A infraestrutura de Y-TZP pode ser desenhada usando a técnica convencional da cera perdida ou desenhada com o auxílio de computador (CAD). Software de CAD pode permitir que os técnicos personalizem o desenho da infraestrutura, combinando conceitos tradicionais de desenhos com os requisitos dos materiais. Vários sistemas restauradores baseados em Y-TZP para coroas e próteses têm sido descritos na literatura. O sistema Cercon convencional exige técnicas de encerramento para a concepção da infraestrutura. A DCS-precident e sistema LAVA utilizam um tipo diferente de tecnologia CAD com diferentes características e opções de desenho (CHEVALIER, 2006; MCLEAN e HUGHES, 1965; SAILER *et al.*, 2006). Uma vez que a estrutura esteja concluída, os dados são transferidos da unidade de CAD para a unidade de fabricação assistida por computador (CAM), ou um padrão de cera convencional é escaneado, como o sistema Cercon. O Cercon e o sistema LAVA usam blocos de Y-TZP parcialmente sinterizados para a usinagem das infraestruturas, enquanto que no DC-Zirkon as infra-estruturas são usinadas em blocos totalmente sinterizados. Em blocos parcialmente sinterizados, o tamanho é aumentado para compensar a contração prospectiva (20% -25%), que ocorre durante a sinterização final (CHEVALIER, 2006). O processo de usinagem é mais rápido e o desgaste do equipamento é menor do que a usinagem do bloco totalmente sinterizado (CHEVALIER, 2006; MCLEAN e HUGHES, 1965; SAILER *et al.*, 2006). Os defensores da utilização dos blocos parcialmente sinterizados alegam

que microtrincas podem ser introduzidas na infraestrutura durante a usinagem. Os proponentes de usinagem com blocos totalmente sinterizados alegam que a ausência de contração do processo melhora o ajuste marginal (RAIGRODSKI, 2004).

2.5 DESEMPENHO CLÍNICO DOS SISTEMAS CERÂMICOS

Vários fatores governam a longevidade das próteses. As falhas podem ser classificadas em biológicas, mecânicas e relacionadas ao paciente. Entretanto, há discordâncias sobre a definição do termo “falha”, o que pode trazer dificuldade durante a análise e a interpretação dos dados.

2.5.1 COMPLICAÇÕES BIOLÓGICAS

As complicações biológicas são menos frequentes do que as complicações mecânicas em coroas ou prótese parcial fixa (PPF) totalmente cerâmicas (PJETURSSON *et al.*, 2007). A falha biológica mais frequente é a perda de vitalidade pulpar, com taxa de 2,1% em 5 anos (PJETURSSON *et al.*, 2007). A perda da vitalidade pulpar ou fratura do pilar podem estar relacionadas com o desgaste excessivo da estrutura dentária, resultado de preparos dentários extensivos (MARQUARDT e STRUB, 2006). A segunda maior causa de fracassos em sistemas totalmente cerâmicos está relacionada com a recidiva de lesão cariosa, com taxa anual de 0,37% (PJETURSSON *et al.*, 2007).

Já no sistema metalocerâmico, as complicações biológicas são as mais representativas. Em uma análise retrospectiva de 332 PPFs em 20 anos observou-se que a razão mais comum para complicações irreversíveis foi a recidiva de lesão cariosa (22%) seguida pela perda de retenção (15,3%) (DE BACKER *et al.*, 2006).

2.5.2 COMPLICAÇÕES MECÂNICAS

Como dito, as cerâmicas são frágeis e suscetíveis à fratura, especialmente quando sujeitas a carregamento cíclico e em ambiente úmido (LAWN *et al.*, 2001). O desempenho estrutural dos sistemas cerâmicos permanece menos estável do que o do sistema metalocerâmico, pois a fratura catastrófica ou da porcelana de revestimento afeta de 5 a 10% das coroas totalmente cerâmicas em um período de 6 anos (KELLY, 2004).

A sobrevida clínica é um assunto de grande interesse e tem sido o foco de diversas revisões. Uma meta-análise de restaurações cerâmicas fabricadas de vários tipos de materiais (PJETURSSON *et al.*, 2007) constatou que em todas as posições na boca, coroas densamente sinterizadas de alumina (Procera, Nobel Biocare, Göteborg, Suécia) possuem uma taxa de sobrevivência de 5 anos de 96,4%, bastante semelhante ao da porcelana reforçada por leucita (95,4%) (Empress, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) e da cerâmica infiltrada por vidro InCeram (94,5%) (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Alemanha). Por comparação, 95,5% de dissilicato de lítio (IPS Empress 2, Ivoclar Vivadent) sobreviveu por 10 anos (Valenti e Valenti, 2009). Aos 5 anos, a taxa de sobrevivência para coroas metalocerâmicas foi de 95,6% (PJETURSSON *et al.*, 2007).

Uma recente revisão sistemática (WITTNEBEN *et al.*, 2009) de publicações entre 1985 e 2007, avaliou a sobrevida de 5 anos de restaurações unitárias fabricadas por sistemas CAD/CAM. A taxa de sobrevida global para os 16 estudos que atenderam aos critérios de inclusão foi de 91,6%, que não é diferente dos 93,3% relatados em estudos que combinaram métodos convencionais e CAD/CAM (PJETURSSON *et al.*, 2007). No entanto, houve diferenças para os sistemas CAD/CAM quando foram comparadas as taxas de sobrevivência de diferentes sistemas cerâmicos. Curiosamente, apenas um destes estudos focou em restaurações de dentes posteriores. As taxas de falhas de restaurações de cerâmica vítrea (18,18%) excederam em muito as de porcelanas feldspáticas e de alumina (1,19%) (REKOW *et al.*, 2011; WITTNEBEN *et al.*, 2009). Quando os valores das taxas de sobrevida dos sistemas ceramocerâmicos são agrupados de acordo com a posição na boca, torna-se evidente que as próteses localizadas na região anterior apresentam sobrevida superior às localizadas na região posterior (PJETURSSON *et al.*, 2007). Além disso, molares mostraram uma taxa de fratura significativamente

maior do que pré-molares e os dentes anteriores (21%, 7% e 3%, respectivamente) (GUESS *et al.*, 2010). Por isso, grande esforço tem sido dispendido no desenvolvimento de sistemas de cerâmica pura mais confiáveis. Contudo, observa-se uma maior incidência de substituição para as coroas metalocerâmicas na região anterior em detrimento de necessidades estéticas, pois frequentemente a cinta metálica e o escurecimento da região marginal afetam a estética da região cervical da coroa resultando em uma aparência não natural (ISHIGAMI *et al.*, 1993).

Comparada com outros materiais cerâmicos, a zircônia apresenta estabilidade superior da infraestrutura (HOBKIRK *et al.*, 2009) e exibe a combinação de elevada resistência flexural e elevada tenacidade à fratura, associada à propriedade de transformação de fase (tetragonal para monoclinica), além de menor módulo de elasticidade (KIM *et al.*, 2007; MARTINS *et al.*, 2010). Estas propriedades, não isoladamente, mas de forma combinada, podem justificar as excelentes taxas de sobrevivência para a infraestrutura. Entretanto, a principal causa de complicações mecânicas nas próteses à base de zircônia relaciona-se com a fratura da porcelana de revestimento. Esta pode ser devido à forma (*design*) deficiente da infraestrutura, a qual não promove suporte adequado à porcelana de cobertura e pode estar associada à concentração de tensão durante a aplicação da porcelana de revestimento. A fratura da porcelana de revestimento para PPFs totalmente cerâmicas é de 13,6% em 5 anos, estatisticamente diferente da taxa de 2,9% ao ano observada nas PPFs metalocerâmicas (HOBKIRK *et al.*, 2009). Melhorar o comportamento dos sistemas cerâmicos à base de zircônia em relação à fratura da porcelana de revestimento é o desafio a ser superado e, dessa forma, ter um sistema totalmente cerâmico, do ponto de vista mecânico, similar ao metalocerâmico.

Surpreendentemente, as restaurações de zircônia mais frequentemente descritas na literatura são as próteses parciais fixas e não as coroas unitárias. Limitados dados clínicos estão disponíveis sobre a confiabilidade das coroas de zirconia. Apenas alguns estudos de curto prazo têm sido publicados até agora. Em um estudo clínico retrospectivo realizado em um consultório privado (GUESS *et al.*, 2010), uma taxa de sobrevivência promissora (92,7% após 3 anos) foi obtida para 204 coroas de zircônia para dentes posteriores. No entanto, apenas 11% das coroas colocadas originalmente foram examinadas clinicamente (GUESS *et al.*, 2010).

As coroas monolíticas de cerâmica também são pouco estudadas clinicamente (FASBINDER *et al.*, 2010). Bindl *et al.* (BINDL *et al.*, 2006) compararam coroas monolíticas de cerâmica (VITABLOCS Mark II, vidente, Brea, Califórnia), com coroas de cerâmica estratificadas (Vita In-Ceram Spinell, vidente). As coroas de cerâmica monolíticas foram fabricadas com uma unidade CEREC 2 (Sirona Dental Systems). As infraestruturas das coroas de cerâmica foram usinadas em CEREC 2 e depois revestidas com porcelana de superfície. Não houve diferença significativa entre os dois tipos de coroas para qualquer uma das pontuações USPHS (*United States Public Health Service*). Uma das coroas de cerâmica monolítica fraturou em 12 meses e uma das coroas de cerâmica estratificada em 42,5 meses. Os resultados deste estudo demonstraram que coroas monolíticas de cerâmica apresentaram uma taxa de sobrevida satisfatória ao longo de cinco anos de atendimento clínico (FASBINDER *et al.*, 2010).

O uso crescente de zircônia em prótese dentária e implante demandam mais pesquisas, dados clínicos, especialmente em longo prazo sobre as coroas fabricadas com este material. Tendo em conta as taxas de falhas nas porcelanas de cobertura relatadas com restaurações de zircônia, os sistemas de vitrocerâmica tem recuperado a consideração para restaurações posteriores (GUESS *et al.*, 2010). Relatos de altas taxas de sobrevivência (100% após 2 a 5 anos), sem falhas de fratura para coroas de dissilicato de lítio (IPS Empress 2), sugeriram que coroas monolíticas do mesmo material e fabricados pelo sistema CAD/CAM apresentarão resultados promissores (GUESS *et al.*, 2010).

2.6 FATORES QUE INFLUENCIAM A LONGEVIDADE

Diversos fatores podem influenciar a longevidade das coroas totalmente cerâmicas. Dentre eles, existem os fatores relacionados ao paciente (incluindo gênero, idade, frequência de tratamento, história odontológica, lesões cariosas recorrentes, hábitos parafuncionais e fatores periodontais) e ao profissional (incluindo idade, gênero e país de qualificação) (BURKE e LUCAROTTI, 2009; MALAMENT E SOCRANSKY, 2001; REKOW *et al.*, 2011), que apesar de serem de extrema importância para a seleção e longevidade do material, não são o foco desta

revisão. O objetivo principal é compreender os fatores relacionados ao sistema restaurador (sistema cerâmico e cimento).

O desempenho de restaurações totalmente cerâmicas é rotineiramente comparado a seus antecessores estéticos, o das coroas metalocerâmicas, que são aceitas como o padrão ouro. Entretanto, medir o desempenho não é simples e os dados relativos à sobrevivência não são sempre consistentes entre os estudos. Em adição, as cerâmicas são continuamente melhoradas e as condições de manipulação durante a fabricação e/ou clinicamente podem diferir amplamente (REKOW *et al.*, 2011).

As propriedades físicas dos materiais são importantes em determinar o sucesso de restaurações de cerâmica, mas sozinhos eles não explicam completamente o comportamento clínico. As propriedades físicas são dadas geralmente para materiais no estado puro. Entretanto, essas propriedades podem mudar, algumas vezes dramaticamente, quando expostas a condições variadas (REKOW *et al.*, 2011). Além disso, materiais de diferentes fabricantes podem ter diferentes características físicas (DELLABONA *et al.*, 2008).

Os materiais apresentam uma longevidade menor sob carregamento cíclico quando comparado com carga estática equivalente (KELLY e DENRY, 2008). Se a ciclagem ocorrer na presença de meio úmido, a taxa de crescimento da trinca pode ser 7 vezes maior (KELLY e DENRY, 2008). Nessas condições, o limite para o crescimento da trinca pode ser inferior a 50% da tenacidade determinada por testes estáticos. Como citado anteriormente, as propriedades da zircônia são as mais elevadas dentre todas as cerâmicas odontológicas (KELLY e DENRY, 2008) e a falha da infraestrutura de zircônia é rara (MARTINS *et al.*, 2010). No entanto, trincas levando à fratura da porcelana de revestimento podem comprometer a longevidade das coroas de zircônia (REKOW *et al.*, 2011). Portanto, as propriedades físicas das porcelanas voltaram a ser o foco de pesquisas, em um esforço para determinar as variáveis para melhorar a sobrevivência clínica das próteses (REKOW *et al.*, 2011). A resistência à flexão das porcelanas de revestimento varia entre 60 e 120MPa, enquanto os valores da resistência à flexão dos materiais de infraestrutura são maiores que 450MPa (BOTTINO *et al.*, 2001, FISCHER *et al.*, 2008).

O lascamento da porcelana de revestimento pode ser decepcionante para clínicos e pacientes e tem sido notado na literatura como um grave problema das próteses de zircônia (AL-AMLEH *et al.*, 2010). Especula-se que o desenho da

infraestrutura tenha um importante papel em prover suporte para a porcelana de revestimento (MILLER, 1977, SHOHER e WHITEMAN, 1983). Ao analisar clinicamente falhas da porcelana de revestimento de coroas de zircônia em molares, Marchack et. al. (MARCHACK *et al.*, 2008) reportaram que a adição, na infraestrutura, de uma cinta lingual de 2mm de altura e 1mm de espessura resultou em uma redução destas falhas. Já em um outro estudo clínico, Tinschert *et al.* (TINSCHERT *et al.*, 2008), avaliaram um desenho para as infraestruturas de próteses fixas em zircônia que proporcionava espessura uniforme e suporte para a porcelana de revestimento. Desta forma, as falhas coesivas da porcelana de revestimento reduziram com o desenho anatômico proposto, sugerindo que este conceito fosse seguido. As fraturas coesivas encontradas (6%) foram tão pequenas que a realização de um polimento pôde devolver a função sem prejudicar a estética. Contudo, não houve comparação com um grupo controle sem modificação do desenho, o que torna imprecisa a generalização da indicação de uso. Bulpakdi et al. (BULPAKDI *et al.*, 2009), 2009, concluíram que uma das possíveis causas para as falhas das próteses totalmente cerâmicas seja o desenho inapropriado das infraestruturas. Os resultados dos estudos de Bonfante *et al.* (BONFANTE *et al.*, 2009a), 2009, Lorenzoni *et al.* (LORENZONI *et al.*, 2010), 2010 e Silva *et al.* (SILVA *et al.*, 2011) confirmaram estas afirmações. Porcelanas apoiadas por infraestruturas anatômicas tiveram fraturas induzidas por fadiga menores e iniciadas em cargas mais elevadas do que aquelas suportadas por infraestruturas de espessura constante.

As mesmas preocupações ocorreram no desenvolvimento das próteses metalocerâmicas com modificações para aumentar a rigidez do metal, manter a integridade marginal e promover melhor suporte e espessura da porcelana de revestimento sem afetar a estética (MARKER *et al.*, 1986; MILLER, 1977; SHOHER e WHITEMAN, 1983) . Estudos sugeriram que, além da cinta metálica, as infraestruturas necessitam de mais rigidez por meio de um aumento vertical desta cinta na proximal formando o chamado poste proximal (MARKER *et al.*, 1986, MILLER, 1977).

Acredita-se também que, além do desenho da infraestrutura, as tensões residuais criadas na porcelana durante a cocção, sejam uma das maiores responsáveis por falhas. A maioria das restaurações de cerâmica depende da porcelana de cobertura para alcançar a estética clinicamente aceitável em

infraestruturas de alta resistência. O conhecimento das restaurações metalocerâmicas demonstrou que a porcelana de revestimento deve possuir um coeficiente de expansão térmica (CET) menor que o da infraestrutura, criando tensões compressivas no revestimento cerâmico mais fraco e, assim, aumentando a resistência total da restauração (ABOUSHELIB *et al.*, 2008). Infelizmente, a aplicação deste princípio para as restaurações de zircônia não foi bem sucedido, evidenciada pelas altas taxas de fraturas na restaurações de cerâmica em camadas (REKOW *et al.*, 2011).

Essas tensões podem ser provocadas devido a taxa de resfriamento ou uma incompatibilidade do CET entre a cerâmica da infraestrutura e a porcelana de revestimento (FISCHER *et al.*, 2009, LOHBAUER *et al.*, 2010, RUES *et al.*, 2010, TASKONAK *et al.*, 2008). Durante o procedimento de queima a cerâmica se encontra no estado plástico. Neste momento, as tensões são liberadas pela fluidez plástica. Entretanto, durante o resfriamento, a cerâmica passa do estado plástico para o sólido, numa temperatura definida como temperatura de transição vítrea (T_g). Abaixo desta temperatura a viscosidade é aumentada e a movimentação molecular é muito lenta, criando tensões na cerâmica (DE KLER *et al.*, 2007, FISCHER *et al.*, 2009, TASKONAK *et al.*, 2008). Em uma abordagem minuciosa, Swain (SWAIN, 2009), em 2009, estudou as causas das falhas coesivas nos diferentes sistemas cerâmicos, e verificou que a zircônia (PZT-Y) apresenta-se como material suscetível a este tipo de falha, relacionada à incompatibilização do CET, estresses residuais oriundos de uma taxa de resfriamento acelerada e espessura da porcelana. Uma falta de combinação de CET de mais de 10% resulta em trincas que variam de acordo com o maior ou menor CET da porcelana em relação à infraestrutura de zircônia. Quando o CET da porcelana (variável) é bem mais alto que o da infraestrutura em Y-TZP (comumente em torno de 10ppm.K), as trincas se originam normalmente na superfície devido aos estresses de tensão resultantes do resfriamento. Já quando o CET da infraestrutura é consideravelmente maior que o da porcelana, esta pode sofrer lascamento.

Da mesma forma a taxa de resfriamento pode gerar estresses residuais na porcelana e no caso da zircônia isto deve ser considerado especialmente em virtude da sua baixa condutividade térmica (2W/m.K) quando comparada ao metal (ouro por exemplo, 200W/m.K). Os estresses residuais formados são de natureza compressiva na superfície e de tração na subsuperfície. Porém, os de origem compressiva

ocupam somente em torno de 16% da superfície, sendo o restante de tração, pouco tolerados por um material frágil como a cerâmica, e rapidamente expostos sob função clínica, ou em virtude de um ajuste oclusal, ou na presença do contato cíclico de um endentador, o que torna esta porcelana suscetível à falha coesiva. O achado mais importante revelado nestas estruturas de duas camadas planas testadas (porcelana e infraestrutura) é de que a magnitude das tensões aumentam com a taxa de resfriamento, portanto o técnico de laboratório deveria evitar a remoção das próteses do forno após o ciclo de queima e deixá-la resfriar em temperatura ambiente (SWAIN, 2009).

Outro fator que pode influenciar a longevidade das coroas cerâmicas é o dano criado inevitavelmente durante o processo de fabricação. Os danos induzidos por esses procedimentos, mesmo quando eles são microscópicos, criam defeitos de superfície que atuam como locais de concentração de tensões e tornam-se locais para a iniciação de trincas e redução drástica da resistência e sobrevivência à fadiga (ZHANG *et al.*, 2006).

A maioria dos sistemas CAD/CAM usinam blocos de zircônia parcialmente sinterizado, eliminando a tensão induzida pela transformação t-m, criando uma superfície final virtualmente livre da fase monoclinica, a menos que ajustes sejam necessários ou jateamento seja realizado (DENRY e KELLY, 2008). Infelizmente, os danos inevitavelmente criados durante o processamento CAD / CAM não são totalmente sanados pelo processo de sinterização final (KIM *et al.*, 2010). Avaliação de espécimes de zirconia (IPS e-max ZirCAD, Ivoclar-Vivadent) usinados e então sinterizados revelaram uma camada de “smear layer” e de desgaste, com extensas microtrincas que penetraram de 4 a 6µm. Essas rugosidades criadas servem de sítios de iniciação de trincas/fraturas (KIM *et al.*, 2010).

Além dos inevitáveis danos de fabricação na usinagem, o ajuste oclusal, os ajustes internos para melhor adaptação e o jateamento para melhorar a adesão, também criam defeitos de superfície que atuam como sítios de concentração de tensões. Danos introduzidos durante os processos laboratoriais e clínicos nem sempre podem ser eliminados, levando a falha prematura (SALAZAR MAROCHO *et al.*, 2010).

A superfície da zirconia é asperizada para melhorar a união com o cimento, a resistência de união da infraestrutura-porcelana de revestimento e possibilitar melhor adaptação e oclusão. Este processo de asperização, seja por jateamento ou

desgaste, danifica o material, tornando a restauração mais vulnerável à fratura, criando ranhuras afiadas, trincas, desprendimento de partículas e perda de material (GUESS *et al.*, 2010; WANG *et al.*, 2008). A extensão do dano depende das condições abrasivas de partículas transmitidas pelo ar. Partículas de óxido de alumínio de 50µm são menos deletérias do que partículas de 120µm na mesma pressão e distância (WANG *et al.*, 2008). Na zircônia, o jateamento provoca a conversão t-m. Com 50µm de óxido de alumínio, as áreas de compressão criadas por esta transformação aumentam a resistência da zircônia (WANG *et al.*, 2008), porque a superfície tornou-se menos irregular do que a obtida pela usinagem CAD/CAM, partículas superficiais fracamente ligadas são retiradas e outras imperfeições que concentram tensões que servem como sítios de iniciação de trinca são eliminadas (REKOW *et al.*, 2011).

2.7 PREVISÃO DO DESEMPENHO CLÍNICO

Diversas são as variáveis que influenciam a longevidade das coroas unitárias, e estudá-las individualmente e suas interações é de extrema importância (RAFFERTY *et al.*, 2010). A fratura de dentes ou coroas resulta diretamente de forças combinadas agindo intraoralmente (DEJAK *et al.*, 2003). Forças mastigatórias, causadas pela contração dos músculos da mastigação, são transmitidas aos dentes através dos alimentos esmagados (DEJAK *et al.*, 2003). Os valores destas forças dependem de fatores, incluindo sexo, idade, estado de dentes (BATES *et al.*, 1975), assim como a dureza do alimento, sua consistência (DEJAK *et al.*, 2003) e da fase do ciclo mastigatório (GIBBS *et al.*, 1981). Forças mastigatórias são maiores na região do primeiro molar (DEJAK *et al.*, 2003; GUESS *et al.*, 2010; REKOW *et al.*, 2011).

Para essa avaliação, os testes clínicos controlados seriam o padrão ouro, no entanto, as dificuldades, como seleção e manutenção dos pacientes, custo elevado e variáveis não controláveis, tornam esses testes escassos na literatura (ANUSAVICE *et al.*, 2007). Em contrapartida, os testes laboratoriais, de mais fácil controle e execução, quando delineados corretamente, podem obter resultados semelhantes aos encontrados clinicamente (KIM *et al.*, 2007; LAWN *et al.*, 2002; REKOW *et al.*, 2007).

Dentre os testes laboratoriais, existem os testes estáticos e dinâmicos, sendo que os testes estáticos de resistência à fratura criaram condições discrepantes às encontradas clinicamente (BONFANTE *et al.*, 2009a; KELLY, 1999; REKOW e THOMPSON, 2007). Infelizmente, estes testes estáticos (por carregamento único ou por impacto) em coroas, por muitas vezes não conseguem prever o desempenho clínico de restaurações cerâmicas por superestimar a longevidade. Isso ocorre em função das cerâmicas odontológicas serem sensíveis à umidade e à tensão de corrosão provocada pela umidade, conduzindo ao crescimento lento da trinca (SCG), que poderia resultar em uma redução contínua da resistência inicial ao longo dos anos, onde os danos mecânicos podem ser cumulativos (Zhang *et al.*, 2006).

O tempo de vida das cerâmicas são menores sob carregamento cíclico que sob carga estática equivalente (KELLY e DENRY, 2008). Sob condições cíclicas, as taxas de crescimento da trinca podem ser sete vezes maior quando são assistidas quimicamente (umidade). As trincas crescem sob condições cíclicas e ficam aprisionadas quando é aplicada carga estática no mesmo espécime, e depois retoma o crescimento quando o ciclo recomeça (KELLY e DENRY, 2008). O limite aparente para o crescimento de trinca por fadiga pode ser tão baixa quanto 50% da tenacidade à fratura determinada por testes estáticos. Esta é uma observação extremamente importante, pois muitos pesquisadores argumentam que os testes estáticos e cíclicos são equivalentes; testes estáticos podem superestimar grosseiramente o sucesso a longo prazo de algumas cerâmicas (KELLY, 1999; REKOW *et al.*, 2007; REKOW *et al.*, 2011). Além disso, simular condições clínicas de carregamento cíclico é um importante fator que influencia as propriedades físicas dos materiais (BLATZ e SADAN, 2005; CHITMONGKOLSUK *et al.*, 2002), pois os danos são acumulados durante o carregamento cíclico, o que não é observado durante o carregamento único realizado no teste de resistência à fratura (KELLY, 1999).

Os ciclos mastigatórios são geralmente bilaterais (RILO *et al.*, 2001). A mastigação de um alimento ocorre no lado de trabalho (DEJAK *et al.*, 2003). Durante o fechamento cíclico da mandíbula, os dentes opostos iniciam o contato com a mandíbula lateralmente posicionada. Os molares inferiores deslizam ao longo das superfícies oclusais opostas dos dentes superiores, esmagando o pedaço de alimento até que os dentes chegam à máxima intercuspidação (DEJAK *et al.*, 2003; YASHIRO *et al.*, 2001). As forças da mastigação agindo sobre os molares estão

mudando constantemente de direção, quantidade e localização de aplicação de força, dependendo da relação de contato da superfície do dente oposto (DEJAK *et al.*, 2003; RILO *et al.*, 2001). Somente carregamento estático de direção constante não é confiável para avaliar o desempenho clínico, já que as trincas de cone interno e parcial, formadas clinicamente, não se formam nesses testes (COELHO *et al.*, 2009; DEJAK *et al.*, 2003; KIM *et al.*, 2007; REKOW e THOMPSON, 2007; SILVA *et al.*, 2010).

A forma do espécime também pode tornar o resultado mais distante do encontrado clinicamente; espécimes sem anatomia (SEGHI e SORENSEN, 1995; ZAHRAN *et al.*, 2008) e que não consideraram a complexidade da geometria da coroa dentária (CASTELLANI *et al.*, 1994; BAYARDO-GONÇALVES, 2007; HWANG e YANG, 2001; KELLY, 1999) também levam a condições discrepantes às encontradas clinicamente (BONFANTE *et al.*, 2009a; KELLY, 1999; REKOW e THOMPSON, 2007).

Outro fator ignorado pela maioria dos estudos é o efeito do atrito (LARSSON, 2008). A diferença de atrito entre o espécime e o endentador pode alterar significativamente a carga para iniciar as trincas em cone. O efeito do atrito tem profunda influência sobre a tensão superficial máxima de tração, e as cargas críticas para iniciar a fratura. Em adição, a distribuição de tensões de tração mudam drasticamente, e com isso, o local da tensão máxima muda para área mais distante do endentador quando o atrito é incluído; a magnitude e a forma de distribuição da tensão de tração mudam quando o atrito é integrado no modelo, e trincas em cone com forma característica formam-se rotineiramente no descarregamento (BHOWMICK *et al.*, 2007; REKOW *et al.*, 2011). Este último ponto é bastante surpreendente e não tem sido abordado nas investigações de propagação de trincas em materiais dentários (REKOW *et al.*, 2011).

Com endentadores de aço e tungstênio e cargas únicas em quase todos os espécimes, mais de 50% das trincas de cone se formam entre os primeiros 20% de ciclos de descarga. Isto é criado por diferentes contatos elásticos que se desenvolvem durante a descarga, em que as forças da superfície de atrito alteram a área de contato, criando áreas de proteção durante a carga e dando origem a danos de tensão de tração quando a carga é removida. Como este modelo é afetado com cargas repetidas e por bombeamento hidráulico nas trincas permanece a ser

determinado; tais estudos são importantes na análise do comportamento clínico (REKOW *et al.*, 2011).

Segundo Rekow (REKOW *et al.*, 2011), a evidência atual sugere que os melhores preditores de desempenho clínico futuro serão testes realizados com: desenho da restauração que representa a concepção clínica; procedimentos de fabricação que melhor representar os procedimentos de laboratório para a clínica (jateamento antes da cimentação como tipicamente é usado); estruturas de apoio que serão utilizados clinicamente (prótese sobre implante, dentina, núcleos), e de carregamento (fadiga em água com contatos deslizantes).

3 Proposição

3 PROPOSIÇÃO

O objetivo deste estudo foi avaliar a confiabilidade de coroas unitárias submetidas ao teste de fadiga acelerada, por meio das seguintes hipóteses de nulidade:

1. A confiabilidade das coroas de dissilicato de lítio com espessura oclusal de 1mm é menor que as coroas de dissilicato de lítio com espessura oclusal de 2mm com faceta vestibular;
2. A confiabilidade das coroas de dissilicato de lítio é maior em relação à zirconia (Y-TZP) e comparável ao sistema metalocerâmico (MCR)

4 Material e Métodos

4 MATERIAL E MÉTODOS

Para confecção das coroas unitárias foi utilizado um modelo baseado em um desenho assistido por computador (CAD) tridimensional (3D) (Pro/Engineer Wildfire, PTC, Needham, MA, EUA) de um preparo para coroa total de um primeiro molar mandibular (Figura 4.1a). Dependendo do grupo, que será descrito posteriormente, o preparo de coroa total possuía uma redução oclusal uniforme de 1,0mm ou 2,0mm e redução da parede axial de 2,0mm. Para a reprodução dos modelos 3D reais foram realizadas prototipagens rápidas do modelo pela tecnologia Polyjet com uma resina (Polyjet HD, Solid Concepts, Valencia, CA, EUA) (Figura 4.1b). O Polyjet é uma tecnologia que imprime camadas ultrafinas de polímero que permite construir rapidamente um modelo físico com elevado detalhe e rigor dimensional, a partir de um desenho CAD-3D.

Figura 4.1a e b. Vista vestibular do CAD-3D do preparo para coroa total de um primeiro molar mandibular (a). Modelo 3D real em resina (b).

Esses modelos padrão, de 1,0 ou 2,0mm de redução oclusal, foram duplicados com auxílio de um silicone de adição, massa pesada e leve (Express, 3M-ESPE, St. Paul, MN, EUA). Após o procedimento de moldagem, o molde foi inspecionado a olho nú na busca de alguma imperfeição. Em seguida, o molde foi preenchido com resina composta (Tetric EvoCeram, Ivoclar, Shaan, Liechtenstein) em incrementos de aproximadamente 2,0mm de espessura e cada incremento polimerizado por 40s de acordo com a metodologia empregada por Scherrer e de Rijk (Scherrer e de Rijk, 1993). Após o preenchimento do molde, a réplica de resina composta foi removida e inspecionada.

Com as réplicas em resina composta dos preparos concluídas, uma resina à base de polimetil-metacrilato (Orthodontic Resin, Dentsply Caulk, Milford, EUA) foi manipulada e vertida em um tubo de cloreto de polivinila (PVC) com dimensões padronizadas (D= 2,54cm e A= 4,5cm) e cada réplica inserida, por meio de um delineador, no tubo com resina acrílica, deixando-as a 1mm da margem da linha cervical exposta (Figura 4.2).

As réplicas incluídas em resina acrílica foram mantidas em água durante 30 dias de envelhecimento (COELHO *et al.*, 2009; SILVA *et al.*, 2010). Esse envelhecimento permite a absorção de água pela resina, que passa a apresentar um módulo de elasticidade de 16Gpa (KIM *et al.*, 2007), o qual é semelhante ao apresentado pelo tecido dentinário, que é de 18Gpa (LAWN *et al.*, 2002).

Figura 4.2. Réplica de resina composta incluída em resina acrílica e armazenada em água durante 30 dias.

Após o envelhecimento das réplicas de resina composta, foram formados quatro grupos experimentais compostos por vinte e um corpos de prova cada, assim divididos (Figura 4.3):

Grupo Y-TZP: Coroas de zirconia com infraestruturas de zirconia de 0,5mm e porcelana de revestimento de 1,5mm;

Grupo MC: Coroas metalocerâmicas com infraestruturas de 0,5mm e porcelana de revestimento de 1,5mm;

Grupo DLV: Coroas de dissilicato de lítio de espessura de 2,0mm oclusal, 1,5mm vestibular e 0,5mm de porcelana de revestimento vestibular;

Grupo DLM: Coroas monolíticas de dissilicato de lítio de 1,0mm de espessura oclusal.

Figura 4.3. Divisão dos grupos de acordo com o material e espessura: Y-TZP – coroas de zircônia; MC – coroas metalocerâmicas; DLV – coroas de dissilicato de lítio de 2,0mm; DLM– coroas monolíticas de dissilicato de lítio de 1,0mm.

4.1 FABRICAÇÃO DAS INFRAESTRUTURAS DE Y-TZP

As Infraestruturas (n=21) foram enceradas sobre o modelo e fabricadas em Y-TZP (LAVA, 3M-ESPE, St. Paul, MN, EUA). O enceramento seguiu o contorno do desenho do preparo com espessura uniforme de 0,5mm.

A infraestrutura encerada foi escaneada pelo sistema LAVA que é constituído por um leitor óptico que transmite as informações ao “software” LAVA CAD, baseado no sistema operacional “Windows”, transmitindo a informação tridimensional do objeto escaneado, contudo sem contatar com a infraestrutura encerada.

O “software” utilizado para a usinagem desenhou uma infraestrutura com dimensões aumentadas (aproximadamente 25%) e a usinou a partir de um bloco de Y-TZP pré-sinterizado. As dimensões são aumentadas, propositadamente, prevendo a contração de sinterização. Após usinadas, as infraestruturas foram sinterizadas em um forno automatizado (LAVA Therm, 3M-ESPE) em altas temperaturas (1360°C a 1530°C), onde as fases de queima e posterior resfriamento duraram aproximadamente 8 horas (Figura 4.4a e b).

Da mesma forma que se controlou as dimensões da infraestrutura, se procedeu com a porcelana de revestimento. Para isso, uma coroa padrão foi encerada com as dimensões finais desejadas e duplicada com silicone por adição (Express, 3M-ESPE, St. Paul, MN, EUA) que foi utilizado como guia para a aplicação da porcelana. As infraestruturas foram revestidas por uma camada de 1,5mm de espessura oclusal e axial de porcelana feldspática (cor DA1, Lava Ceram, 3M-ESPE, Seefeld, Alemanha).

Para a queima da porcelana foi realizado o ciclo de secagem por 6min a 450°C. A cocção da porcelana foi realizada sob vácuo, com uma velocidade de aquecimento de 45°C/min, até a temperatura de 810°C mantida por 1min. Após o ciclo de cocção, os corpos de prova foram resfriados a temperatura ambiente. O glazeamento foi realizado em um ciclo de secagem de 2min a 480°C e a queima ocorreu em uma velocidade de 45°C/min, até a temperatura de 790°C, seguindo as recomendações do fabricante.

Figura 4.4a e b. Vista proximal do CAD-3D escaneado do enceramento pelo sistema LAVA CAD (a); Infraestrutura de zircônia usinada e sinterizada a partir do modelo CAD (b).

4.2 FABRICAÇÃO DAS INFRAESTRUTURAS DE PdAg (MC)

Para obtenção das infraestruturas metálicas do grupo MC (n=21) com o mesmo desenho e dimensões propostas para a infraestrutura de Y-TZP, realizou-se uma moldagem da infraestrutura de Y-TZP LAVA com um silicone por adição (Express, 3M-ESPE, St. Paul, MN, EUA) para servir de referência e guia durante o enceramento. A técnica de fundição utilizada foi a da cera perdida, seguindo as recomendações do fabricante, e a liga utilizada foi a de PdAg (Superior Plus, Jensen Industries, North Haven, EUA). A Superior Plus é uma liga nobre, segundo a indicação do fabricante, composta de 2% de ouro, 62,5% de paládio, 22% de prata e o restante por estanho, índio, zinco, rênio e rutênio. O forno foi aquecido a 840°C, o padrão de cera incluído no revestimento foi eliminado e a liga fundida a 1335°C. A desinclusão do anel de revestimento foi realizada somente após o seu completo resfriamento.

O revestimento foi removido por meio de lavagem com água e escova e finalizado com jato de óxido de alumínio com partículas de 50µm de diâmetro. Os condutos foram removidos com discos de carborundum. As infraestruturas fundidas foram provadas nas réplicas de resina composta e não foram necessários ajustes para adaptação.

Da mesma forma que se controlou as dimensões da infraestrutura, se procedeu com a porcelana de revestimento. Para isso as dimensões finais da mesma coroa padrão utilizada para o grupo Y-TZP foi duplicada com silicone por adição que foi utilizado como guia para aplicação da porcelana.

As infraestruturas de PdAg foram revestidas por duas camadas de opaco. A queima do opaco foi realizada com um ciclo de secagem de 6min a 550°C, com uma velocidade de aquecimento de 80°C/min sob vácuo, até a temperatura de 980°C mantida por 1min. Em seguida, foi aplicada a porcelana translúcida (Creation CC, Jensen Industries, North Haven, EUA) com as dimensões finais de 1,5mm oclusal e axial. A cocção da porcelana foi iniciada com um ciclo de secagem de 6min a 580°C, com uma velocidade de aquecimento de 55°C/min sob vácuo, até a temperatura 920°C mantida por 1min. O glazeamento foi realizado em um ciclo de secagem de 2min a 600°C e a queima ocorreu em uma velocidade de 55°C/min, até a temperatura de 900°C, seguindo as especificações do fabricante.

4.3 FABRICAÇÃO DAS COROAS DE DISSILICATO DE LÍTIO (DLM E DLV)

Para obtenção das coroas do grupo DLM (n=21) com o mesmo desenho proposto para as coroas de Y-TZP e PdAg, realizou-se uma moldagem das coroas padrão com um silicone por adição (Express, 3M-ESPE, St. Paul, MN, EUA) para servir de referência e guia durante o enceramento. A espessura oclusal para a coroa monolítica foi de 1,0 mm e axial de 1,5 mm.

O enceramento final da coroa foi escaneado pelo sistema Cerec (InEos Blue, Sirona Dental System, Bensheim, Alemanha). Esse escaneador é constituído por uma luz azul de curto comprimento de onda emitida pela câmera Bluecam, que captura imagens de alta precisão e transmite as informações ao “software” inLAB 3D, baseado no sistema operacional “Windows”, transferindo a informação tridimensional do objeto escaneado sem contatar com a infraestrutura encerada.

A coroa foi usinada a partir de um bloco de cerâmica vítrea de dissilicato de lítio pré-sinterizado (IPS E.max CAD, Ivoclar, Shaan, Liechtenstein). Este bloco é fabricado por meio de um processo que produz um material homogêneo e no estágio cristalino intermediário, o que permite que o bloco seja facilmente fresado. No processo de fresagem, o software levou em consideração a densificação resultante da sinterização que é de 0,2%. Após usinadas, as coroas foram sinterizadas em um forno automatizado (Programat, Ivoclar Vivadent, Shaan, Liechtenstein). O processo de sinterização foi concluído em 25 minutos, a 840-850°C, produzindo a alteração da microestrutura que é o resultado de um crescimento controlado dos cristais de dissilicato de lítio.

Para o grupo DLV (n=21), o processo de usinagem e sinterização foi o mesmo do grupo DLM; no entanto, utilizou-se a técnica “cut-back” (redução) vestibular (Figura 4.5). As coroas foram configuradas na sua forma final com 2,0mm de espessura oclusal e axial, mas na face vestibular sofreu uma redução de 0,5mm, para posterior revestimento de 0,5mm pela porcelana feldspática translúcida (IPS e.max ceram, Ivoclar, Shaan, Liechtenstein) e um glaze final.

A cocção da porcelana foi iniciada com um ciclo de secagem de 6min a 403°C, com uma velocidade de aquecimento de 90°C/min sob vácuo, até a temperatura 820°C mantida por 10s. Em seguida, com uma velocidade de aquecimento de 30°C/min, o forno atinge uma temperatura de 840°C mantida por 7min. O glazeamento seguiu o mesmo protocolo da porcelana como indicado pelo

fabricante.

Figura 4.5. Redução de 0,5mm vestibular do grupo DLV para posterior aplicação de porcelana.

4.4 CIMENTAÇÃO

As coroas de todos os grupos foram cimentadas com o cimento adesivo e autopolimerizável Multilink Automix (Ivoclar, Shaan, Liechtenstein), seguindo as orientações do fabricante. As coroas foram assentadas com pressão manual e mantidas com carga de 5Kg com um dispositivo próprio, os excessos removidos e após 10 minutos foram imersas em água por, no mínimo, 7 dias antes dos testes mecânicos.

4.5 TESTES MECÂNICOS

Com o intuito de testar as coroas em fadiga sob condições extremas de tensões compressivas, todos os corpos de prova foram posicionados em um dispositivo preso à base da máquina de fadiga (Figura 4.6a). Com isso, o endentador, constituído de uma esfera de carboneto de tungstênio de 6,36 mm de diâmetro foi posicionado na vertente interna da cúspide mésiovestibular do pântico, a aproximadamente 0,7 mm de distância da ponta da cúspide. Para a localização do

contato do endentador na superfície oclusal, nos momentos da troca de corpos de prova, utilizava-se uma fita para contatos oclusais (Accufilm, Parkell Biomaterials Division, Farmingdale, EUA) que permitia a indicação e posicionamento padronizado do endentador na superfície oclusal do corpo de prova (Figura 4.6b).

Figura 4.6a, b e c. Corpo de prova fixado no dispositivo que permite a remoção e reposição na máquina de fadiga (a); Marcação com fita de contato da localização do endentador (b); Corpo de prova imerso em água e submetido a fadiga acelerada progressiva (c).

Como padrão no teste de fadiga acelerada progressiva, método empregado no presente estudo, fez-se, inicialmente, a aplicação de uma carga única até a ocorrência de falha catastrófica. Para isso, selecionou-se três corpos de prova de cada grupo e com o mesmo tipo de endentador a ser utilizado nos testes de fadiga, fez-se a aplicação de uma carga única na vertente interna da cúspide mésiovestibular em uma máquina de ensaios universal (INSTRON 5666, Canton, EUA) equipada com uma célula de carga de 10.000N, a uma velocidade de 1 mm/min. O objetivo deste teste foi prover resultados médios de resistência à fratura dos grupos para que os perfis de fadiga acelerada progressiva, classificados em leve, moderado e severo, fossem determinados. Esta abordagem de fadiga consiste no teste dos corpos de prova em tensões da mastigação maiores que os usuais, porém dentro do espectro relatado para a área em questão (100 a 700 N) (DELONG e DOUGLAS, 1983; REKOW e THOMPSON, 2007). O intuito é acelerar a ocorrência da falha para otimizar o tempo de uso do aparelho de fadiga, bem como do tempo do estudo. Os resultados são analisados de tal forma que o perfil do padrão de carga normal possa ser determinado com base no comportamento dos corpos de prova de fadiga acelerada. Como comentado anteriormente, os perfis de carga foram designados como leve, moderado e severo, com distribuição dos corpos de prova de cada grupo na proporção de 3:2:1. Desta forma, dos 21 corpos de prova

para cada grupo, 3 foram testados sob carga estática e dos 18 restantes, 9 foram alocados para o grupo leve, 6 para o moderado e 3 para o severo. Os três perfis, leve, moderado e severo se referem, respectivamente, à progressiva rapidez com que um corpo de prova é fadigado até atingir um determinado nível de carga, sendo que um corpo de prova do perfil leve será ciclado por mais tempo para atingir a mesma carga de um corpo de prova do perfil moderado ou severo. A representação gráfica dos perfis está apresentado na figura 4.7.

Figura 4.7. Representação gráfica dos perfis leve, moderado e severo aos quais foram submetidas as coroas pelo método de fadiga acelerada progressiva.

Os corpos de prova foram imersos em água e submetidos a fadiga acelerada progressiva, com o mesmo tipo de endentador esférico de carboneto de tungstênio utilizado no teste de resistência à fratura, em um simulador de movimentos mastigatórios (Elf 3300, EnduraTEC Division of Bose, Minnetonka, MN, EUA) na frequência de 2Hz (Figura 4.6c). Esta máquina é provida de um motor magnético linear de funcionamento diferente daquele observado nas máquinas de fadiga hidráulicas, de tecnologia de molas ou eletromecânicas, permitindo a separação do endentador do corpo de prova durante os ciclos, fato importante na reprodução mais fiel do ciclo mastigatório (DELONG e DOUGLAS, 1983). Ainda, esta habilidade que também compensa o deslocamento do endentador por meio da manutenção da

carga, também evita impacto e promove uma carga com deformação similar àquela observada na mastigação. Em cada ciclo o endentador contatava a vertente interna da cúspide mésiovestibular da coroa e aplicava a carga sem causar impacto, por 0,5s, e deslizava em direção ao sulco central por 0,5mm.

Os corpos de prova foram avaliados ao final de cada etapa de ciclos, antes da programação para os próximos ciclos em nível maior de carga, com o objetivo de verificar a presença e evolução de trincas e/ou fraturas. Desta forma, definiu-se como critério de falha a fratura coesiva restrita à cerâmica de revestimento, a fratura coesiva da cerâmica expondo a infraestrutura, trincas que se estendiam até a infraestrutura (trincas radiais) e falhas catastróficas envolvendo inclusive fratura da infraestrutura (REKOW *et al.*, 2007).

Baseado na distribuição das falhas encontradas nos testes de fadiga acelerada, as curvas de probabilidade Weibull (não confiabilidade em função dos ciclos), utilizando como parâmetro cargas a tensão de 1200N e intervalo de confiança de 90% bilateral (considerando os dois lados da curva), foram calculadas e plotadas com o programa Alta Pro 7 (ReliaSoft, Tucson, EUA), utilizando a relação da lei de potência para o acúmulo de danos. Esta lei da potência se refere ao modelo que descreve a taxa de acúmulo de danos gerados em função da fadiga do material sob teste e é amplamente utilizada na descrição da cerâmica sob fadiga (LAWN, 1993).

Além da probabilidade Weibull, foi calculada também a resistência característica (resistência correspondente à probabilidade de falha de 62,3% dos corpos de prova). A resistência característica foi calculada para comparação entre todos os grupos (dissilicato de lítio, metalocerâmica e zirconia).

Os corpos de prova falhos ou suspensos foram incluídos em resina epóxica (Epofix Resin, Struers, Ballerup, Denmark), seccionados e inspecionados ao microscópio de luz polarizada (MZ-APO, Carl Zeiss MicroImaging, Thornwood, EUA) (figura 4.8).

Figura 4.8a e b. Seccionamento do corpo de prova incluído em resina epóxica (a) e corpo de prova inspecionado ao microscópio de luz polarizada (b).

5 Resultados

5 RESULTADOS

5.1 RESISTÊNCIA À FRATURA POR COMPRESSÃO AXIAL

Os valores médios de resistência à fratura obtidos no teste de carga estática ($n = 3$) foram de 1220 ± 220 N para o grupo Y-TZP, 2002 ± 497 para o grupo MC, 2052 ± 151 N para o grupo DLV e 2474 ± 630 N para o grupo DLM. Esses valores demonstram diferença estatística somente entre o grupo Y-TZP e os demais grupos ($p \leq 0,05$).

5.2 CONFIABILIDADE

Os cálculos de probabilidade Weibull, com a utilização de uma tensão de 1200 N, para os grupos DLM e DLV são mostrados nas Figuras 5.1A e B. Os limites de confiança amplos são resultado de um grande número de amostras suspensas nos dois grupos (amostras que trincaram, mas não fraturam ao longo dos perfis de fadiga). Os valores de Beta (β , fator de configuração weibull) de 0,94 (DLM) e 0,90 (DLV) mostrou que a fadiga e o acúmulo de danos não é um forte fator de aceleração para o fracasso, sendo a resistência o fator principal do comportamento do grupo.

Como os valores de β foram menores que 1 para as coroas de dissilicato, demonstrando que a fadiga não é o fator de aceleração para a falha, utilizou-se as cargas de falha durante a fadiga acelerada progressiva para calcular a probabilidade Weibull biparamétrica. A probabilidade Weibull biparamétrica utiliza a carga e descarta os ciclos. O módulo Weibull (β , Beta, parâmetro de forma) e resistência característica (η , Eta, resistência correspondente à probabilidade de falha de 62,3% dos espécimes) foram calculados e plotados. Esses dados são comparados com os grupos controle Y-TZP e MC apresentados nas Figuras 5.1C e D e na Tabela 5.1. Os módulos de Weibull foram $\beta = 4,91$ para MC, $\beta = 3,27$ para Y-TZP, $\beta = 4,25$ para o DLM e $\beta = 10,32$ para o DLV. A resistência característica (ou carga de ruptura característica) foi $\eta = 1304$ N para MC, $\eta = 1,535$ N para DLM e $\eta = 1,610$ N para DLV. O grupo Y-TZP apresentou o menor valor de resistência característica ($\eta = 370$ N).

Figura 5.1A, B, C e D: O gráficos de probabilidade de Weibull (não confiabilidade) do DLM (A) e DLV (B), considerando a carga de 1200N. Espécimes falhos são apresentados como pontos azuis. Intervalos de confiança de 90% são exibidos como linhas vermelhas. (A) Gráfico do DLM ($n = 18$ espécimes, 13 fraturas e 5 suspensões), Beta = 0,94. (B) Gráfico d DLV ($n = 18$ espécimes, 6 fraturas e 12 suspensões), Beta = 0,90. Sobreposições entre os níveis de confiança não mostram diferença estatisticamente significativa. (C) e (D) gráficos de contorno com nível de confiança de 90% para a relação entre os parâmetros de forma (Beta) e resistência característica (Eta). As sobreposições no gráfico de contorno significam que não existe diferença estatisticamente significativa.

Tabela 5.1: Valores do Módulo Weibull Beta (β) e da Resistência Característica Eta (η) para os grupos testados considerando os intervalos de confiança de 90% com limites inferior e superior).

Grupos	β (limites sup.-inf.)	η (limites sup.-inf.)
Y-TZP	3.27 (2.27-4.72)	370N (322-4270)
MC	4.91 (3.69-6.53)	1304N (1203-1414)
DLV	10.32 (5.90-18.05)	1610N (1512-1712)
DLM	4.25 (2.74-6.57)	1535N (1354-1740)

5.3 MODO DE FALHA

O modo de falha principal do DLM e DLV foi a fratura catastrófica. O espécime suspenso seccionado, apresentado na Figura 5.2a-f, demonstrou competição entre os modos de falha de trinca tipo cone parcial superficial induzido pela água, localizado abaixo do início da trilha do deslizamento do endentador, com as trincas radiais (originadas de tensões de flexão), provenientes da interface coroa/cimento em direção a superfície oclusal. Considerando que uma série de cones parciais incompletos foram formados ao longo do deslizamento do endentador, somente um competiu com a trinca radial. Como a fratura catastrófica foi observada, trincas radiais de campo de tensões de tração na superfície da interface superou a resistência do corpo do material.

Para os grupos Y-TZP e MC, o modo de fratura predominante foi a fratura da porcelana de cobertura. No entanto, para o grupo Y-TZP não houve exposição da infraestrutura e para o grupo MC houve exposição da infraestrutura metálica (Figura 5.3a-f).

Imagens de uma amostra testada e suspensa no protocolo de fadiga utilizado neste estudo são mostradas na Figura 5.4a-c. Na Figura 5.4d-f, verifica-se a semelhança significativa a uma fratura clínica de uma restauração de IPS e.max que trincou intra-oralmente.

Figura 5.2a-f: As seções transversais do estereomicroscópio óptico de luz polarizada dos corpos de prova suspensos dos grupos DLM (ab e cd) e do DLV (ef) demonstrando os modos de falha após fadiga acelerada. Detalhes pontilhados (quadrados) em a, c e f destacam as imagens exibidas em b, d, f, respectivamente. (ab) Mostram amostra suspensa em 60.000 ciclos e 500N de carga. Note trincas do tipo cone externo (seta branca sólida) e cone interno (seta branca segmentado). Nenhuma trinca radial pode ser vista neste corpo de prova seccionado. (cd) Verifica-se um corpo de prova suspenso após 184.000 ciclos e 1400N de carga. Detalhe oval pontilhado demonstra trinca radial que se estende do cimento para a interface com a cerâmica. Note em (d) a trinca do cimento (círculo sólido). (ef) apresenta profundas trincas internas do tipo cone após 184.000 ciclos e 1500N. Note a trinca radial a partir da interface cimento/cerâmica. Note a ausência de bolhas na cerâmica, devido ao método de fabricação.

Figura 5.3a-f: Modos de fratura do grupo MC (a-b), grupo Y-TZP (c-d) e grupos DLM e DLV (e-f). Os círculos pontilhados indicam a área de contato oclusal, onde a fratura iniciou e propagou para as margens e áreas proximal (setas), mostrando fratura da faceta de porcelana para os grupos MC e Y-TZP e catastrófica para os grupos DLM e DLV.

Figura 5.4a-f: Modos de falha das coroas de IPS e.max laboratorial (a-c) e clínico (d-f). Note que o crescimento da trinca de um ponto de vista laboratorial tende a formar um anel em torno da área demarcada. A partir da coroa intacta (a) a coroa fadigada (b), uma trilha do deslizamento do endentador é formado (pontilhado preto), seguido por um crescimento da trinca para direções mesial e distal. Enquanto a carga avança, trincas propagam-se ao redor da área de endentação em forma de anel (c). O quadro clínico de uma coroa não cimentada (d) formaram o mesmo padrão de fratura da visto em (c). Durante a prova da coroa e os procedimentos de ajuste oclusal. A estereomicroscopia óptica de luz polarizada da superfície fraturada (e) da coroa E-max visto em (d) mostra trincas radiais mésio-distal (sólido setas brancas) e vestibuloligual (seta branca segmentada). (f) representa a imagem polarizada da oclusal da coroa visto em (d), mostrando padrão de trinca similar de corpos de prova suspensos (c) após fadiga em laboratório (69 K ciclos de carga a 1400N).

6 Discussão

6 DISCUSSÃO

Ao longo dos anos, novas cerâmicas foram desenvolvidas para suprir as desvantagens apresentadas pelo sistema metalocerâmico. No entanto, ao se aproximar da resistência dos metais, as cerâmicas se tornaram também semelhantes esteticamente (opacidade), como é o caso da zircônia (BONFANTE *et al.*, 2009b). Concomitantemente ao surgimento de novas cerâmicas, novos métodos de processamento surgiram e materiais como o dissilicato de lítio, previamente desenvolvido por meio de um tratamento diferenciado durante a queima e da tecnologia CAD/CAM dobrou a resistência flexural mantendo as propriedades estéticas (FASBINDER *et al.*, 2010; WOLF *et al.*, 2008).

Segundo Christensen (CHRISTENSEN, 2010), as zirconias e os dissilicatos de lítio representam 55 e 27%, respectivamente, de todas as restaurações totalmente cerâmicas, enquanto as restaurações de alumina representam cerca de 0,6%. Portanto, as melhorias encontradas pelo dissilicato de lítio, as elevadas propriedades físicas e o uso crescente da zircônia (GUESS *et al.*, 2010) e a diminuição na busca pela alumina, nortearam a escolha dos materiais deste estudo. A escolha por coroas unitárias se justificou pelo fato das restaurações de zircônia e coroas monolíticas serem pouco estudadas, tendo, surpreendentemente, mais estudos relatados na literatura sobre próteses parciais fixas (FASBINDER *et al.*, 2010; GUESS *et al.*, 2010). Além disso, molares mostram uma taxa de fratura significativamente maior do que pré-molares e os dentes anteriores (21%, 7% e 3%, respectivamente) (DEJAK *et al.*, 2003, GUESS *et al.*, 2010) e, em particular, os primeiros molares são os dentes que fraturam com maior frequência (DEJAK *et al.*, 2003).

Os relatos (FASBINDER *et al.*, 2010; GUESS *et al.*, 2010) de que o novo sistema de dissilicato de lítio possui melhores propriedades físicas podem ser confirmados por esse estudo. A interpretação do gráfico de probabilidade (Beta < 1) para o DLM (0,94) e DLV (0,90) indica que, independentemente do nível de tensão em que os espécimes foram testados, as falhas foram associadas ao nível de tensão (carga) ao invés de número de ciclos (acúmulo de danos). Esse tipo de falha foi semelhante à observado para coroas metalocerâmicas, enquanto que contrasta à da Y-TZP com uma infraestrutura convencional ou modificada, onde a fadiga acelera a

falha (LORENZONI *et al.*, 2010; SILVA *et al.*, 2011). Com base na interpretação de Beta (3,27 (Y-TZP), 4,91 (MC), 10,32 (DLV) e 4,25 (DLM)), as cargas para fraturar os corpos de prova durante os testes de fadiga foram utilizadas para calcular a distribuição da probabilidade Weibull e respectivos valores de resistência característica.

Os altos valores de resistência característica observada para DLM (1535N) e DLV (1610N) parecem estar relacionados com o processamento de microestrutura do material que resulta em uma cerâmica vítrea, com grãos finos e alongados de aproximadamente 1,5 μ m em comprimento e 0,4 μ m de diâmetro constituindo 70% em volume dos cristais incorporados em uma matriz vítrea (FASBINDER *et al.*, 2010). Estes cristais de dissilicato de lítio alongados inibem a propagação de trincas, enquanto a trinca propaga apenas através da fase vítrea residual (30 a 40% do seu volume) (APEL *et al.*, 2008; FASBINDER *et al.*, 2010). Esta microestrutura pode explicar as fraturas que ocorrem apenas com uma carga muito elevada, e a confiabilidade resultante encontrada (GUESS *et al.*, 2010; HEINTZE *et al.*, 2010), assim como os resultados positivos a curto prazo de estudos clínicos para coroas de dissilicato de lítio monolíticas (FASBINDER *et al.*, 2010; REICH *et al.*, 2010).

Outro fator do processo de fabricação que pode contribuir com esses valores de resistência característica comparável ao do grupo MC (1304N) é o processo de cristalização em dois estágios. Na primeira fase, cristais de metassilicato de lítio são precipitados com cerca de 40% em volume. Esses cristais criam a coloração azul-violeta do bloco e este estado pré-cristalizado permite que o bloco seja mais fácil de usinar, sem desgaste excessivo da ponta diamantada ou introdução de danos ao material. Em seguida, o bloco já usinado é sinterizado a 850°C e a cristalização final ocorre convertendo o metassilicato de lítio em dissilicato de lítio (FASBINDER *et al.*, 2010). Além disso, como percebido na figura 5.2, a ausência de bolhas nas coroas dos grupos DL é outro fator para os altos valores da resistência característica, uma vez que as bolhas podem ser facilitadoras no processo das falhas em áreas sob tensão. Considera-se, que as bolhas possam atuar sinergicamente com outros fatores promotores de falhas, como a fadiga, cargas oclusais elevadas, baixa tenacidade à fratura das porcelanas, tensões geradas por grandes diferenças entre os CETs da infraestrutura e da porcelana e o resfriamento rápido das estruturas de YTZP (LOHBAUER *et al.*, 2010).

Um significativo aumento do módulo Weibull e da confiabilidade de

restaurações de óxidos cerâmicos têm sido relatados quando se usa o mesmo material cerâmico na forma usinada de blocos pré-sinterizados (BINDL *et al.*, 2006; DELLABONA *et al.*, 2008; GUESS *et al.*, 2010; REKOW *et al.*, 2011), uma vez que os blocos para CAD/CAM são mais homogêneos e com o mínimo de falhas inerentes em comparação com os procedimentos manuais em camadas. Resultados promissores também têm sido relatados em uma aplicação clínica para coroas de molares de cerâmica pura em CAD/CAM que apresentaram uma taxa de sobrevivência de 94,6% em até 7 anos (BINDL *et al.*, 2006; GUESS *et al.*, 2010). Um resultado inesperado foi o valor da resistência característica similar entre as diferentes espessuras de dissilicato de lítio. Este resultado é contrário à afirmação de que a carga para causar a fratura catastrófica em cerâmicas aumenta proporcionalmente ao quadrado do aumento da espessura (GUESS *et al.*, 2010; WOLF *et al.*, 2008). Por isso, esperava-se que a carga para a fratura catastrófica do dissilicato de lítio CAD/CAM diminuísse rapidamente à medida que a espessura fosse reduzida. Como a afirmação foi baseada em sistemas em camadas e corpos de prova planos (WOLF *et al.*, 2008), os sistemas Monolíticos e com a complexidade da geometria da coroa dentária, talvez não sigam essa regra como demonstrado nesse estudo. As trincas radiais, que originam a fratura catastrófica são iniciadas em falhas encontradas no material (REKOW *et al.*, 2011). Considerando que os blocos para CAD/CAM são mais homogêneos e com o mínimo de falhas inerentes e que o processo de cristalização em dois estágios tornam os blocos mais fáceis de usinar, essas trincas provavelmente, encontram dificuldade em se formar e com isso aumenta a resistência do material, independente da espessura.

A resistência característica apresentada pelo grupo Y-TZP modificado (631N) (SILVA *et al.*, 2011) foi maior que a do grupo Y-TZP convencional (370N). No entanto, ambos apresentaram valores inferiores que os demais grupos corroborando com os dados encontrados por Lorenzoni *et al.* (LORENZONI *et al.*, 2010). A zircônia, em comparação com outros sistemas cerâmicos, apresenta elevada resistência flexural e elevada tenacidade à fratura, além de menor módulo de elasticidade (DENRY e KELLY, 2008). Entretanto, a principal causa de falha nas restaurações à base de zircônia está relacionada com a porcelana de revestimento que apresenta uma resistência flexural de 60 a 120MPa (BONFANTE *et al.*, 2009b; BOTTINO *et al.*, 2001; FISCHER *et al.*, 2008). Estudos sugerem que o lascamento da porcelana de revestimento pode ter várias causas, tais como: falta de apoio de

porcelana (BONFANTE *et al.*, 2009a; BULPAKDI *et al.*, 2009; LORENZONI *et al.*, 2010; MARCHACK *et al.*, 2008; TINSCHERT *et al.*, 2008), as diferenças no CET entre a infraestrutura e o revestimento (ABOUSHELIB *et al.*, 2008; DE KLER *et al.*, 2007; FISCHER *et al.*, 2009; REKOW *et al.*, 2011; RUES *et al.*, 2010; SWAIN, 2009; TASKONAK *et al.*, 2008), a técnica de processamento (GUESS *et al.*, 2010; KIM *et al.*, 2010; SALAZAR MAROCHO *et al.*, 2010; ZHANG *et al.*, 2006), as implicações desconhecidas de transformação de fase observada na interface infraestrutura/revestimento (REKOW *et al.*, 2011) e a baixa difusibilidade térmica da Y-TZP comparado com alumina e o metal (ABOUSHELIB *et al.*, 2008; FISCHER *et al.*, 2009; RUES *et al.*, 2010; TASKONAK *et al.*, 2008). A etiologia multifatorial do lascamento, requer uma compreensão de cada fator e sua relação com o problema.

É preciso reconhecer que, ao eliminar a baixa tenacidade à fratura da porcelana de cobertura e a interface encontrada em sistemas de dupla camada, diferentes modos de falha podem ocorrer (REKOW e THOMPSON, 2007; REKOW *et al.*, 2011). Quanto aos materiais de infraestrutura avaliados no presente estudo, a fratura da porcelana de revestimento está prevista para ocorrer somente nos sistemas metalocerâmicos e Y-TZP. A falha da infraestrutura é um evento raro nas coroas de Y-TZP, onde a falha coesiva da porcelana de revestimento predomina, tornando-se atraente para os investigadores estudarem sobre o assunto (GUESS *et al.*, 2010). Uma abordagem para limitar o lascamento da porcelana de revestimento das coroas de Y-TZP é a modificação do desenho da infraestrutura para fornecer suporte à porcelana (BONFANTE *et al.*, 2009b; LORENZONI *et al.*, 2010). A resistência característica do sistema Y-TZP modificado provou ser melhor do que uma infraestrutura convencional, mas significativamente menor do que a da metalocerâmica. Isto sugere que mais esforço é necessário para a compreensão e solução do lascamento da porcelana no sistema Y-TZP.

Sendo a porcelana de revestimento e a interface formada pela mesma e a zircônia os pontos de falha das restaurações à base de zircônia, clínicos têm demonstrado, em recentes congressos profissionais, o uso de coroas de zircônia monolíticas com diferentes cores, demonstrando uma estética aceitável (REKOW *et al.*, 2011). No entanto, ainda não existem estudos clínicos ou laboratoriais na literatura relacionados a essas coroas de zircônia monolíticas. Esse tipo de restauração incita dúvidas a respeito do desgaste do substrato antagonista, das propriedades ópticas, em relação à rugosidade superficial e em relação ao

envelhecimento e possibilidade de mudança de fase (CHEVALIER, 2006).

Quanto aos modos de falha das coroas de dissilicato de lítio monolíticas, verificou-se que, independentemente da espessura da coroa, trincas radiais em campo distante predominaram sobre a propagação da trinca de cone parcial. Cargas elevadas foram necessárias para a fratura catastrófica dos corpos de prova deste estudo; os resultados de confiabilidade são refletidos na observação clínica de fracassos (em coroas de espessuras desconhecidas) em curto prazo (FASBINDER *et al.*, 2010; REICH *et al.*, 2010). Portanto, a tentativa de investigar a redução da espessura (1mm) em relação ao anteriormente relatados 2mm (GUESS *et al.*, 2010) e a redução do último para acomodar uma porcelana de revestimento de 0,5mm (grupo DLV) baseou-se na compreensão do desempenho mecânico do sistema sob cenários desafiadores de estruturas e de carga.

Segundo Rekow (REKOW *et al.*, 2011) (2011), testes laboratoriais preditivos poderiam reduzir a necessidade de caros e demorados estudos clínicos, o que por vezes excedem o tempo de vida comercial dos materiais que estão sendo avaliados. No entanto, os exames laboratoriais provavelmente superestimam a vida útil clínica. Fatores como espécimes sem anatomia e que não consideram a complexidade da geometria da coroa dentária levam a condições discrepantes às encontradas clinicamente (BONFANTE *et al.*, 2009a; CASTELLANI *et al.*, 1994; HWANG e YANG, 2001; KELLY, 1999; REKOW e THOMPSON, 2007). Neste estudo, usou-se uma coroa padrão de um primeiro molar inferior, aproximando-se assim, de uma realidade clínica frequentemente desafiadora.

As abordagens de análise numérica irão avançar com maior precisão para a avaliação do desempenho clínico. O valor dos testes laboratoriais ou de análises numéricas que não conseguem replicar o desempenho clínico (como o carregamento de ciclo único de falha) deve ser seriamente questionado (REKOW *et al.*, 2011). O tempo de vida útil das cerâmicas é menor sob o carregamento cíclico que sob cargas estáticas equivalentes (KELLY e DENRY, 2008). Principalmente em condições de umidade, as taxas de crescimento da trinca pode ser sete vezes maior (KELLY e DENRY, 2008). Por isso, este estudo simulou condições clínicas de carregamento cíclico em água com contatos deslizantes, uma vez que molares inferiores deslizam ao longo das superfícies oclusais opostas dos dentes superiores, até que cheguem à máxima intercuspidação (DEJAK *et al.*, 2003).

O contato rígido gerado pelo endentador de tungstênio pode produzir

diferentes distribuições de tensões e potencialmente diferentes modos de falha comparadas ao contato do esmalte. No entanto, o teste de carga concentrada realizado neste estudo demonstrou produzir fraturas clinicamente relevantes (COELHO *et al.*, 2009; SILVA *et al.*, 2010). No ponto de carregamento ocorreu um aumento da pressão uniformemente com uma expansão do círculo de contato, que está relacionada com o raio do endentador (BHOWMICK *et al.*, 2007). Considerando os modos de dano no campo próximo da trinca, demonstrou-se que a evolução da trinca do tipo cone interno é levemente sensível ao material do endentador (BHOWMICK *et al.*, 2007). As falhas observadas neste estudo para as coroas de dissilicato de lítio foram quase todas relacionadas com a trinca radial e, como tal, pouco influenciadas pelo módulo de elasticidade do endentador.

Somente o carregamento estático de direção constante e cíclicos em ar não são confiáveis para avaliar o desempenho clínico, já que as trincas de cone interno e parcial, formadas clinicamente, não se formam nesses testes (DEJAK *et al.*, 2003; KIM *et al.*, 2007; REKOW *et al.*, 2007). O teste de fadiga acelerada progressiva em água utilizado no presente estudo encontrou modos de falhas semelhantes aos observados clinicamente, sugerindo a eficácia do método empregado para a comparação direta dos sistemas de coroas.

Na tentativa de buscar melhores preditores do desempenho clínico, futuros estudos devem abordar o efeito do atrito provocado pelo material do endentador no material da restauração. A diferença de atrito entre o endentador e o corpo de prova pode alterar a carga crítica para iniciar a fratura (REKOW *et al.*, 2011). Além disso, devem ser avaliadas novas propostas de desenho das restaurações de dissilicato de lítio (infraestrutura de 0,5mm e porcelana de cobertura) e diferentes substratos de suporte que podem ser usados clinicamente (implantes).

Os desafios permanecem em entender e melhorar o desempenho clínico das restaurações totalmente cerâmicas. As causas do lascamento da porcelana de revestimento nas restaurações à base de zircônia permanecem complexas e soluções nos problemas já relacionados anteriormente. No entanto, a comparação entre sistemas monolíticos e em camadas deve ser abordada com cautela. Este estudo demonstrou um grande avanço no desempenho laboratorial das coroas de dissilicato de lítio. Os resultados clínicos de coroas dissilicato de lítio são promissores, mas períodos maiores de observação são necessários.

7 Conclusões

7 CONCLUSÕES

- 1- As coroas de dissilicato de lítio de diferentes espessuras oclusais (1 e 2mm) não apresentaram diferença estatisticamente significativa na resistência característica, indicando que apresentam confiabilidade similar. Portanto, a hipótese 1 foi rejeitada.

 - 2- As coroas de dissilicato de lítio e metalocerâmica apresentaram resistências características similares e maiores estatisticamente que as coroas de zircônia, indicando confiabilidade maior das coroas de dissilicato, independente da espessura oclusal, e metalocerâmicas em relação às coroas de zircônia. Portanto, a hipótese 2 foi aceita.
-
-

Referências

REFERÊNCIAS

- Aboushelib MN; Feilzer AJ; de Jager N; Kleverlaan CJ. Prestresses in bilayered all-ceramic restorations. *J Biomed Mater Res Part B Appl Biomater*. 2008;87:139-145.
- Ada. The 1999 Survey Of Dental Services Rendered. 2002
- Al-amleh B; Lyons K; Swain M. Clinical trials in zirconia: a systematic review. *Journal Of Oral Rehabilitation*. 2010;37:641-652.
- Al-hiyasat AS; Bashabsheh OM; Darmani H. An investigation of the cytotoxic effects of dental casting alloys. *Int J Prosthodont*. 2003;16:8-12.
- Andersson M; Odén A. A new all-ceramic crown. A dense-sintered, high-purity alumina coping with porcelain. *Acta Odontol Scand*. 1993;51:59-64.
- Andersson M; Razzoog ME; Odén A; Hegenbarth EA; Lang BR. Procera: a new way to achieve an all-ceramic crown. *Quintessence Int*. 1998;29:285-296.
- Anusavice KJ; Kakar K; Ferree N. Which mechanical and physical testing methods are relevant for predicting the clinical performance of ceramic-based dental prostheses? *Clin Oral Implants Res*. 2007;18 suppl 3:218-231.
- Apel E; Deubener J; Bernard A *et al*. Phenomena and mechanisms of crack propagation in glass-ceramics. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2008;1:313-325.
- Attia A; Abdelaziz KM; Freitag S; Kern M. Fracture load of composite resin and feldspathic all-ceramic cad/cam crowns. *The Journal Of Prosthetic Dentistry*. 2006;95:117-123.
- Bates JF; Stafford GD; Harrison A. Masticatory function-a review of the literature. The form of the masticatory cycle. *Journal Of Oral Rehabilitation*. 1975;2:281-301.
- Bayardo-González DE. Avaliação da resistência à fratura em coroas metalocerâmicas e ceramocerâmicas utilizando infra-estruturas com e sem reforço [dissertação]. Bauru: Faculdade De Odontologia De Bauru, Universidade De São Paulo; 2007.
- Bhowmick S; Meléndez-Martínez JJ; Hermann I; Zhang Y; Lawn BR. Role of indenter material and size in veneer failure of brittle layer structures. *J Biomed Mater Res Part B Appl Biomater*. 2007;82:253-259.
- Bindl A; Lüthy H; Mörmann WH. Strength and fracture pattern of monolithic cad/cam-generated posterior crowns. *Dental Materials : official publication of the academy of dental materials*. 2006;22:29-36.
- Blatz MB; Sadan A. Selected properties of a synthetic quartz glass-ceramic. *Quintessence Dent Techno*. 2005
-

Blatz MB. Long-term clinical success of all-ceramic posterior restorations. Quintessence International (berlin, germany : 1985). 2002;33:415-426.

Bonfante EA; da Silva NR; Coelho P; Bayardo-González DE; Thompson V; Bonfante G. Effect of framework design on crown failure. Eur J Oral Sci. 2009a;117:194-199.

Bonfante G; Oliveira PCGD; Bonfante EA; Martins LM; Lorenzoni FC. Sistemas totalmente cerâmicos: construção, planejamento e longevidade. In: pereira jc, masioli ma, editors. Pro-odonto Estética. Porto alegre: Artmed Panamericana; 2009b. P. 51-134.

Bottino M; Quintas A; Miyashita E; Giannini V. Estética Em Reabilitação Oral Metal Free. São Paulo: Artes Médicas; 2001:496.

Brecker SC. Aluminous porcelain, a new strong ceramic material for esthetic restorations. Dent Dig. 1967;73:444-448.

Bulpakdi P; Taskonak B; Yan J; Mecholsky jR. Failure analysis of clinically failed all-ceramic fixed partial dentures using fractal geometry. Dental Materials. 2009;25:634-640.

Burke FJ; Lucarotti PS. Re-intervention on crowns: what comes next? J Dent. 2009;37:25-30.

Castellani D; Baccetti T; Giovannoni A; Bernardini UD. Resistance to fracture of metal ceramic and all-ceramic crowns. Int J Prosthodont. 1994;7:149-154.

Cehreli MC; Kokat AM; Akca K. Cad/cam zirconia vs. Slip-cast glass-infiltrated alumina/zirconia all-ceramic crowns: 2-year results of a randomized controlled clinical trial. J Appl Oral Sci. 2009;17:49-55.

Chevalier J. What future for zirconia as a biomaterial? Biomaterials. 2006;27:535-543.

Chitmongkolsuk S; Heydecke G; Stappert C; Strub JR. Fracture strength of all-ceramic lithium disilicate and porcelain-fused-to-metal bridges for molar replacement after dynamic loading. Eur J Prosthodont Restor Dent. 2002;10:15-22.

Christel P; Meunier A; Heller M; Torre JP; Peille CN. Mechanical properties and short-term in-vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. J Biomed Mater Res. 1989;23:45-61.

Christensen GJ. The ceramic crown dilemma. J Am Dent Assoc. 2010;141:1019-1022.

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. 2009;25:1122-1127.

De Backer H; Van Maele G; de Moor N; Van Den Berghe L. Single-tooth replacement: is a 3-unit fixed partial denture still an option? A 20-year retrospective study. *Int J Prosthodont*. 2006;19:567-573.

De Kler M; de Jager N; Meegdes M; Van Der Zel JM. Influence of thermal expansion mismatch and fatigue loading on phase changes in porcelain veneered y-tzp zirconia discs. *Journal Of Oral Rehabilitation*. 2007;34:841-847.

Dejak B; Młotkowski A; Romanowicz M. Finite element analysis of stresses in molars during clenching and mastication. *The Journal Of Prosthetic Dentistry*. 2003;90:591-597.

Dellabona A; Mecholskyjr J; Barrett A; Griggs J. Characterization of glass-infiltrated alumina-based ceramics. *Dental Materials*. 2008;24:1568-1574.

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;62:32-36.

Denry I; Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dental Materials: official publication of the academy of dental materials*. 2008;24:299-307.

Dolan TA; Lauer DS. Delphi study to identify core competencies in geriatric dentistry. *Spec Care Dentist*. 2001;21:191-197.

Eliades G. Dental materials in vivo: aging and related phenomena. 2003;283.

Fasbinder DJ, Dennison JB; Heys D; Neiva G. A clinical evaluation of chairside lithium disilicate cad/cam crowns: a two-year report. *J Am Dent Assoc*. 2010;141 suppl 2:10s-14s.

Fischer H; de Souza RA; Watjen AM *et al*. Chemical strengthening of a dental lithium disilicate glass-ceramic material. *J Biomed Mater Res A*. 2008;87:582-587.

Fischer j, stawarczyk b, trottmann a, hammerle c. Impact of thermal misfit on shear strength of veneering ceramic/zirconia composites. *Dent Mater*. 2009;25:419-423.

Garvie RC; Hannink RH. Ceramic steel? *Nature*. 1975.

Geurtsen W. Biocompatibility of dental casting alloys. *Crit Rev Oral Biol Med*. 2002;13:71-84.

Gibbs CH; Mahan PE; Lundeen HC; Brehnan K; Walsh EK; Holbrook WB. Occlusal forces during chewing and swallowing as measured by sound transmission. *The Journal Of Prosthetic Dentistry*. 1981;46:443-449.

Goodacre CJ; Bernal G; Rungcharassaeng K; Kan JY. Clinical complications in fixed prosthodontics. *The Journal Of Prosthetic Dentistry*. 2003;90:31-41.

Groten m, huttig f. The performance of zirconium dioxide crowns: a clinical follow-up. *Int J Prosthodont.* 2010;23:429-431.

Guess PC; Zavanelli RA; Silva NR; Bonfante EA; Coelho PG; Thompson VP. Monolithic cad/cam lithium disilicate versus veneered y-tzp crowns: comparison of failure modes and reliability after fatigue. *Int J Prosthodont.* 2010;23:434-442.

Heintze SD; Albrecht T; Cavalleri A; Steiner M. A new method to test the fracture probability of all-ceramic crowns with a dual-axis chewing simulator. *Dental Materials: official publication of the academy of dental materials.* 2010;

Hickel R; Manhart J. Longevity of restorations in posterior teeth and reasons for failure. *J Adhes Dent.* 2001;3:45-64.

Hobkirk JA; Wiskott HW. Ceramics in implant dentistry. *Clin Oral Implants Res.* 2009;20 suppl 4:55-57.

Hwang JW; Yang JH. Fracture strength of copy-milled and conventional in-ceram crowns. *Journal Of Oral Rehabilitation.* 2001;28:678-683.

Isgró G; Addison O; Fleming GJ. Transient and residual stresses in a pressable glass-ceramic before and after resin-cement coating determined using profilometry. *Journal Of Dentistry.* 2011;39:368-375.

Isgró G; Kleverlaan C; Wang H; Feilzer A. The influence of multiple firing on thermal contraction of ceramic materials used for the fabrication of layered all-ceramic dental restorations. *Dental Materials : official publication of the academy of dental materials.* 2005;21:557-564.

Ishigami K; Maeda R; Maeda M *et al.* Basic studies on visible light-cured resin as a denture base. Part 17. Transverse and tensile strengths of repaired denture base resin using a trial repair resin. *J Nihon Univ Sch Dent.* 1993;35:36-42.

Ivoclar-Vivadent. <http://www.ivoclarvivadent.com>.

Kansu G; Aydin AK. Evaluation of the biocompatibility of various dental alloys: part 2- allergenical potentials. *Eur J Prosthodont Restor Dent.* 1996;4:155-161.

Kelly JR. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *The Journal Of Prosthetic Dentistry.* 1999;81:652-661.

Kelly JR. Dental ceramics: current thinking and trends. *Dent Clin North Am.* 2004;48:Viii, 513-30.

Kelly JR; Denry I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: an overview. *Dental Materials: official publication of the academy of dental materials.* 2008;24:289-298.

Kim JW; Covell NS; Guess PC; Rekow ED; Zhang Y. Concerns of hydrothermal degradation in cad/cam zirconia. *J Dent Res.* 2010;89:91-95.

Kim JW; Kim JH; Janal MN; Zhang Y. Damage maps of veneered zirconia under simulated mastication. J Dent Res. 2008;87:1127-1132.

Kim JW; Kim JH; Thompson VP; Zhang Y. Sliding contact fatigue damage in layered ceramic structures. J Dent Res. 2007;86:1046-1050.

Kokubo T. Bioceramics and their clinical applications. Florida: crc press llc; 2008:760.
Land CH. Porcelain dental art. Dent Cosmos. 1903;45:615-620.

Larsson PL. On indentation and initiation of fracture in glass. International Journal Of Solids And Structures. 2008

Lawn BR. Fracture Of Brittle Solids. 1993;378.

Lawn BR; Deng Y; Thompson VP. Use of contact testing in the characterization and design of all-ceramic crownlike layer structures: a review. J Prosthet Dent. 2001;86:495-510.

Lawn BR; Deng Y; Lloyd IK; Janal MN; Rekow ED; Thompson VP. Materials design of ceramic-based layer structures for crowns. J Dent Res. 2002;81:433-438.

Lazar DR; Bottino MC; Ozcan M *et al.* Y-tzp ceramic processing from coprecipitated powders: a comparative study with three commercial dental ceramics. Dental Materials: official publication of the academy of dental materials. 2008;24:1676-1685.

Lohbauer U; Amberger G; Quinn GD; Scherrer SS. Fractographic analysis of a dental zirconia framework: a case study on design issues. J Mech Behav Biomed Mater. 2010;3:623-629.

Lorenzoni FC; Martins LM; Silva NR *et al.* Fatigue life and failure modes of crowns systems with a modified framework design. Journal Of Dentistry. 2010;

Malament KA; Socransky SS. Survival of dicor glass-ceramic dental restorations over 16 years. Part iii: effect of luting agent and tooth or tooth-substitute core structure. The Journal Of Prosthetic Dentistry. 2001;86:511-519.

Manicone PF; Rossi Iommetti P; Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. J Dent. 2007;35:819-826.

Marchack BW; Futatsuki Y; Marchack CB; White SN. Customization of milled zirconia copings for all-ceramic crowns: a clinical report. J Prosthet Dent. 2008;99:169-173.

Marker JC; Goodkind RJ; Gerberich WW. The compressive strength of nonprecious versus precious ceramometal restorations with various frame designs. The Journal Of Prosthetic Dentistry. 1986;55:560-567.

Marquardt P; Strub J. Survival rates of ips empress 2 all-ceramic crowns and fixed partial dentures: results of a 5-year prospective clinical study. Quintessence International (berlin, germany : 1985). 2006;37:253-259.

Martins LM; Lorenzoni FC; Farias BC; Lopes LD; Bonfante G; Rubo JH. Biomechanical behavior of dental ceramics: review. *Cerâmica*. 2010.

McLean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *The Journal Of Prosthetic Dentistry*. 2001;85:61-66.

McLean JW; Hughes TH. The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. *Br Dent J*. 1965;119:251-267.

Miller LL. Framework design in ceramo-metal restorations. *Dent Clin North Am*. 1977;21:699-716.

Nassau K. Color For Science, Art And Technology. 1998;491.

Noort RV. Introdução aos materiais dentários. *Artes médicas*; 2009:344.

Piddock V; Qualtrough AJ. Dental ceramics--an update. *Journal Of Dentistry*. 1990;18:227-235.

Pjetursson B; Sailer I; Zwahlen M; Hämmerle C. 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;18:73-85.

Pröbster L; Diehl J. Slip-casting alumina ceramics for crown and bridge restorations. *Quintessence Int*. 1992;23:25-31.

Qualtrough AJ; Piddock V. Ceramics update. *Journal Of Dentistry*. 1997;25:91-95.

Rafferty BT; Janal MN; Zavanelli RA *et al*. Design features of a three-dimensional molar crown and related maximum principal stress. A finite element model study. *Dental Materials: official publication of the academy of dental materials*. 2010;26:156-163.

Raigrodski A. Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. *Dent Clin North Am*. 2004;48:viii, 531-44.

Reich S; Fischer S; Sobotta B; Klapper HU; Gozdowski S. A preliminary study on the short-term efficacy of chairside computer-aided design/computer-assisted manufacturing- generated posterior lithium disilicate crowns. *Int J Prosthodont*. 2010;23:214-216.

Rekow ED; Thompson V. Engineering long term clinical success of advanced ceramic prostheses. *Journal Of Materials Science Materials In Medicine*. 2007;18:47-56.

Rekow ED; Zhang Y; Thompson V. Can material properties predict survival of all-ceramic posterior crowns? *Compend Contin Educ Dent*. 2007;28:362-8; quiz 369, 386.

Rekow ED; Silva N; Coelho P; Zhang Y; Guess PC; Thompson VP. Performance of dental ceramics: challenges for improvement. *Journal of dental research*. 2011;1-17.

Rilo B; Fernandez J; da Silva I; Martinez Insua A; Santana U. Frontal-plane lateral border movements and chewing cycle characteristics. *Journal Of Oral Rehabilitation*. 2001;28:930-936.

Rues S; Kröger E; Müller D; Schmitter M. Effect of firing protocols on cohesive failure of all-ceramic crowns. *Journal of Dentistry*. 2010;38:987-994.

Sailer I; Feher A; Filser F *et al*. Prospective clinical study of zirconia posterior fixed partial dentures: 3-year follow-up. *Quintessence Int*. 2006;37:685-693.

Salazar Marocho SM; Studart AR; Bottino MA; Della Bona A. Mechanical strength and subcritical crack growth under wet cyclic loading of glass-infiltrated dental ceramics. *Dental Materials: official publication of the academy of dental materials*. 2010;26:483-490.

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;6:462-467.

Seghi RR; Sorensen JA. Relative flexural strength of six new ceramic materials. *Int J Prosthodont*. 1995;8:239-246.

Shoher I; Whiteman AE. Reinforced porcelain system: a new concept in ceramometal restorations. *The Journal Of Prosthetic Dentistry*. 1983;50:489-496.

Silva NR; Bonfante EA; Rafferty BT *et al*. Modified y-tzp core design improves all-ceramic crown reliability. *J Dent Res*. 2011;90:104-108.

Silva NR; Bonfante EA; Zavanelli RA; Thompson VP; Ferencz JL; Coelho PG. Reliability of metalloceramic and zirconia-based ceramic crowns. *J Dent Res*. 2010;89:1051-1056.

Swain M. Unstable cracking (chipping) of veneering porcelain on all-ceramic dental crowns and fixed partial dentures. *Acta Biomaterialia*. 2009;5:1668-1677.

Taskonak B; Borges GA; Mecholsky JJ; Anusavice KJ; Moore BK; Yan J. The effects of viscoelastic parameters on residual stress development in a zirconia/glass bilayer dental ceramic. *Dental Materials: official publication of the academy of dental materials*. 2008;24:1149-1155.

Tholey MJ; Berthold C; Swain M; Thiel N. Xrd2 micro-diffraction analysis of the interface between y-tzp and veneering porcelain: role of application methods. *Dental Materials: official publication of the academy of dental materials*. 2010;26:545-552.

Tinschert J; Natt G; Mautsch W; Augthun M; Spiekermann H. Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina-, and zirconia-based three-unit fixed partial dentures: a laboratory study. *Int J Prosthodont.* 2001;14:231-238.

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. *Int J Prosthodont.* 2008;21:217-222.

Tinschert J; Zvez D; Marx R; Anusavice KJ. Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics. *J Dent.* 2000;28:529-535.

Valenti M; Valenti A. Retrospective survival analysis of 261 lithium disilicate crowns in a private general practice. *Quintessence International (berlin, germany : 1985).* 2009;40:573-579.

Vickery RC; Badinelli LA; Waltke RW. The direct fabrication of restorations without foil on a refractory die. *The Journal Of Prosthetic Dentistry.* 1969;21:227-234.

Vult Von Steyern P; Carlson P; Nilner K. All-ceramic fixed partial dentures designed according to the dc-zirkon technique. A 2-year clinical study. *J Oral Rehabil.* 2005;32:180-187.

Walton TR. An up to 15-year longitudinal study of 515 metal-ceramic fpds: part 2. Modes of failure and influence of various clinical characteristics. *Int J Prosthodont.* 2003;16:177-182.

Wang H; Aboushelib M; Feilzer A. Strength influencing variables on cad/cam zirconia frameworks. *Dental Materials.* 2008;24:633-638.

Wassell RW; Walls AW; Steele JG. Crowns and extra-coronal restorations: materials selection. *Br Dent J.* 2002;192:199-202, 205-11.

Wataha JC; Messer RL. Casting alloys. *Dent Clin North Am.* 2004;48:vii-viii, 499-512.

Weinstein M; Katz S; Weinstein AB. Fused porcelain-to-metal teeth. 1962; us patent: 3,052,982.

Wittneben JG; Wright RF; Weber HP; Gallucci GO. A systematic review of the clinical performance of cad/cam single-tooth restorations. *Int j prosthodont.* 2009;22:466-471.

Wolf D; Bindl A; Schmidlin PR; Luthy H; Mormann W. Strength of cad/cam-generated esthetic ceramic molar implant crowns. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2008;23:609-617.

Yashiro K; Fujii M; Hidaka O; Takada K. Kinematic modeling of jaw-closing movement during food breakage. *Journal Of Dental Research.* 2001;80:2030-2034.

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. *J Prosthodont*. 2008;17:370-377.

Zarone F; Russo S; Sorrentino R. From porcelain-fused-to-metal to zirconia: clinical and experimental considerations. *Dental Materials: official publication of the academy of dental materials*. 2011;27:83-96.

Zhang Y; Kim JW; Bhowmick S; Thompson VP; Rekow ED. Competition of fracture mechanisms in monolithic dental ceramics: flat model systems. *J Biomed Mater Res Part B Appl Biomater*. 2009;88:402-411.

Zhang Y; Lawn BR; Malament KA; Thompson VP; Rekow ED. Damage accumulation and fatigue life of particle-abraded ceramics. *The International Journal Of Prosthodontics*. 2006;19:442-448.