Confiabilidade e modos de fratura de próteses fixas implanto-suportadas metalocerâmicas e em zircônia

Estevam Augusto Bonfante

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de
Bauru, da Universidade de São Paulo, como parte

Bauru

2009

Confiabilidade e modos de fratura de próteses fixas implanto-
suportadas metalocerâmicas e em zircônia

Estevam Augusto Bonfante

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de
Bauru, da Universidade de São Paulo, como parte
dos requisitos para obtenção do título de Doutor em
Odontologia, área de Reabilitação Oral.

Orientador: Prof. Dr. Luiz Fernando Pegoraro

Bauru

2009

Bonfante, Estevam Augusto

B641c

Confiabilidade e modos de fratura de próteses fixas implanto-suportadas metalocerâmicas e em zircônia/

Estevam Augusto Bonfante. – Bauru, 2009.

96p.: il.; 30cm.

Tese. (Doutorado) – Faculdade de Odontologia de Bauru. USP.

Orientador: Prof. Dr. Luiz Fernando Pegoraro

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

DADOS CURRICULARES

Estevam Augusto Bonfante

6 de abril de 1979

Nascimento

Bauru – SP

1997- 2000

Curso de Odontologia – Universidade
do Sagrado Coração – USC

2001- 2003

Programa de Estágio Voluntário no
Departamento de Periodontia/ Prótese
na Faculdade de Odontologia de Bauru
- USP

2003-2005

Mestrado em Reabilitação Oral/
Departamento de Periodontia/ Prótese na
Faculdade de Odontologia de Bauru - USP

DEDICO ESTE TRABALHO

Aos professores, orientadores e amigos importantes na minha trajetória e na conclusão deste trabalho: **Dr. Luiz Fernando Pegoraro, Dr. Ricardo Marins de Carvalho, Dr. Nelson Silva, Dr. Van Thompson, Dr. Paulo Coelho, Dr. Gerson Bonfante e Dr. Carlos Fernandes.**

À minha **família**, pelo amor incondicional, constante apoio e eterna fonte de motivação.

À Soraya que sempre me incentivou, acompanhou e compreendeu a importância dos meus passos.

Ao meu **avô Antônio**, *in memoriam*, que sempre observou minha caminhada e torceu por mim.

A **Deus**, que sempre me reservou o melhor, mesmo sem eu retribuir a altura.

AGRADECIMENTOS

A Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, representada pelo Professor Dr. Luiz Fernando Pegoraro, diretor desta faculdade.

Ao Departamento de Prótese da FOB-USP, representado pelo prof. Dr. José Henrique Hubo, fazendo-se membro junto aos professores doutores: Carlos dos Reis Pereira de Araújo, Pedro Cesar Garcia de Oliveira, Karin Hermana Neppelenbroek, Gerson Bonfante, Accácio Lins do Valle, Luiz Fernando Pegoraro, Lucimar Falavinha Vieira, Ricardo Marins de Carvalho, Paulo César Rodrigues Conti, Paulo Martins Ferreira, Renato de Freitas, Vinícius Carvalho Porto e Wellington Bonachela. Muito obrigado por confiarem em mim, pela amizade e por compartilharem seus conhecimentos.

A CAPES, projeto número 4695/06-2 que me concedeu a bolsa para estágio no exterior e também me apoiou no Brasil durante meu doutorado.

À 3M-Espe, Marotta Dental Studio, NobelBiocare e Jensen Industries pelo suporte para a realização deste trabalho.

A Universidade de Nova Iorque / Escola de Odontologia – Departamento de Biomateriais e Biomimética, representado pelo professor Dr. Van P. Thompson por me receber, me dar toda a liberdade de trabalho e apoio. A todos os docentes deste departamento e alunos que me ajudaram e me guiaram.

Às pessoas que também como visitantes, compartilharam trabalho e amizade durante o estágio no exterior. Em especial ao professor Dr. Carlos Fernandes da

Universidade Federal do Ceará que, de maneira competente, sempre soube aplicar seu afiado conhecimento e criatividade no trabalho e na manutenção de um ambiente de trabalho agradável. As figuras esquemáticas 1 e 3 deste trabalho são cortesia do Dr. Carlos, feitas para este trabalho.

Às amigas contemporâneas de estágio no departamento de Biomateriais da Universidade de Nova Iorque, Dra. Petra Guess e Dra. Irena Sailer agradeço pela amizade, pelo aprendizado fruto da convivência e compartilhamento das experiências. Ao professor Dr. Ricardo Zavanelli, Gozde Celik e Maria Elisa Coimbra pela saudável convivência.

A Elizabeth Clark, coordenadora do laboratório de Biomateriais, pelo apoio e confiança e a Carmen Chisholm pela sempre solicitude.

As secretárias do Departamento de Prótese: Cláudia e Débora pela atenção, presteza e competência.

A pós-graduação, representada pela prof. Dra. Maria Aparecida de Andrade Moreira Machado e aos funcionários Giane, Meg, Letícia e Cleusa.

Aos estagiários, mestrandos e doutorandos do departamento de prótese, presentes ou passados, pela amizade e alegres momentos juntos.

Aos meus pais Gerson e Elenice, por serem acima de tudo meus amigos, incentivadores dos meus passos, confiantes nas minhas decisões e exemplos de caráter, humor e sabedoria.

Aos meus irmãos Fernando e Samara por tudo que aprendo com eles e por serem exemplos de determinação, honestidade, competência, caráter e humildade. Obrigado por compreenderem minha ausência e sempre me apoiarem. Agradeço ao meu cunhado Fábio e cunhada Paloma por serem importantes partes desta família.

Aos meus sogros Miderson e Elizabeth e família Andressa, Lizzie e Norival pelos vários momentos alegres que pude desfrutar com vocês e pelo apoio e compreensão da minha ausência.

A Soraya, minha namorada, por permanecer companheira em todos os momentos que estive ausente e fortalecer a nossa união.

Aos professores Drs. Accácio, Pegoraro, Gerson, Paulo Conti, Carlos Araújo e Pedro pela especial confiança e paciência. Obrigado pela amizade e pelos ensinamentos.

Ao professor Dr. Ricardo Marins de Carvalho, responsável pelo encaminhamento e orientação verdadeira e segura de inúmeros alunos e professores, por ser um exemplo de competência, caráter, humildade e pela imensa generosidade com que divide o seu precioso tempo e compartilha seus conhecimentos. Reforço aqui o meu respeito e admiração e agradeço a confiança depositada em mim.

Ao professor Dr. Van Thompson, chefe do departamento de Biomateriais e Biomimética da Universidade de Nova Iorque, por me receber, me apoiar e ser tão

acessível. Sua solicitude, conhecimento, humildade e bom humor são exemplos de atitude de um líder e me sinto privilegiado de ter aprendido observando tudo isso.

Ao professor Dr. Nelson Silva, do departamento de prótese da Universidade de Nova Iorque, que me direcionou durante o meu estágio em todas as etapas e confiou em mim. Agradeço a imensa generosidade com que sempre me apoiou e socorreu, pela amizade que se fortificou neste período e por estender todo suporte que eu precisei, dentro e fora da universidade. Registro aqui a minha admiração pela sua competência, sabedoria em lidar com as pessoas e capacidade de resolução de percalços.

Ao professor Dr. Paulo G. Coelho, departamento de Biomateriais e Biomimética da Universidade de Nova Iorque, pela amizade, aguçado conhecimento e apoio que pude contar. Sua competência, seriedade, caráter e precoce maturidade acadêmica são admiráveis e me sinto privilegiado de ter desfrutado de um pouco disso na nossa convivência.

Ao meu pai Gerson, amigo e orientador na vida e na profissão eu agradeço por tudo que faz por mim e que jamais poderei retribuir.

Ao meu orientador Dr. Luiz Fernando Pegoraro, que sempre me orientou de uma forma segura, me encaminhou e confiou em mim. Obrigado pelo seu tempo, seus conselhos, pela imediata atenção que tive sempre que precisei e por ser um exemplo de caráter, competência e honestidade. Meu muito obrigado por tudo!

A todos que de alguma forma, contribuíram para a conclusão deste trabalho.

SUMÁRIO	Página
LISTA DE FIGURAS	xi
LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS	xiv
RESUMO	xv
INTRODUÇÃO	1
REVISÃO DA LITERATURA	5
1 - Previsibilidade do tratamento reabilitador utilizando implantes	6
2 – Cerâmicas Odontológicas	
2.1 – Evolução	10
2.2 – Classificação	13
2.2.1 – Cerâmicas vítreas	14
2.2.2 - Cerâmicas vítreas reforçadas por partículas	14
2.2.3 - Cerâmicas policristalinas	15
2.2.3.1 – Zircônia	16
2.2.3.2 - Avaliação in vitro da zircônia	19
3 – Sistema metalocerâmico	25
4 – Aspectos clínicos dos sistemas totalmente cerâmicos	29
4.1 – Taxa de sobrevivência	29
4.1.1 – Coroas unitárias suportadas por dente ou implante	29
4.1.2 – Próteses parciais fixas	30
4.2 – Fatores que influenciam na longevidade	33
4.3 – Translucidez	37
5 – Testes de laboratório	39
6 – Mecânica da fratura e fractografia de cerâmicas e porcelanas	42
PROPOSIÇÃO	46
MATERIAL E MÉTODOS	48
RESULTADOS	57
DISCUSSÃO	69
CONCLUSÕES	75
REFERÊNCIAS	77
ABSTRACT	94

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Representação esquemática dos análogos (A e B) com os pilares para cimentação. C) Infra-estruturas de PdAg e PZT-Y com dimensões semelhantes e (D) prova das infra-estruturas para análise da adaptação sobre o retentor do análogo. (E) Para a aplicação da porcelana de revestimento foi confeccionada uma matriz de silicona para que as dimensões finais fossem semelhantes em ambas as próteses em PZT-Y e PdAg. A figura F mostra as próteses cimentadas 47

Figura 2: a) infra-estrutura encerada com o formato desejado para ser escaneada pelo leitor óptico do sistema LAVA que usinou os blocos de PZT-Y, b) duplicando o formato da infra-estrutura encerada após a sinterização. c) Infra-estrutura metálica com desenho e dimensões semelhantes às de cerâmica, duplicadas em silicona do modelo encerado. d) Próteses concluídas em PZT-Y (lado esquerdo) e em PdAg (lado direito) prontas para cimentação e testes mecânicos 48

Figura 3: Desenho esquemático mostra o posicionamento da prótese cimentada sobre os análogos, resultando na aplicação de uma carga não axial pelo endentador que contatava a vertente interna da cúspide vestibular do pântico.....49

Figura 4: a) Vista vestibular de uma prótese de PdAg cimentada nos análogos e b) angulada em 30°, estabilizada na máquina e pronta para o início dos testes. Note que a localização do contato na superfície oclusal das próteses pela fita de carbono era obtida pela movimentação manual do endentador acoplado à célula de carga da máquina até que este contactasse a aproximadamente 1 mm da ponta da cúspide em direção à fossa central49

Figura 5: Figura 5) Representação gráfica dos perfis leve, moderado e agressivo aos quais foram submetidas as próteses pelo método de fadiga acelerada progressiva. Como exemplo, uma prótese tanto do grupo PdAg quanto do PZT-Y,

era submetida a 40.000 ciclos, a 100 N, inspecionada para averiguação de falhas e então submetida ao próximo ciclo. Esse processo era repetido até a falha do espécime ou a suspensão do teste caso a carga atingisse limites funcionais (700 N a 900 N)..... 51

Figura 6: Figura 6) Cálculo de probabilidade Weibull com carga de 300 N: (a) as próteses LAVA revelaram valor Beta de 2.08, indicando que a fadiga teve influência na sobrevida deste grupo;(b) as próteses em PdAg apresentaram Beta de 0.5, sugerindo que a fadiga não influenciou na sobrevida das mesmas..... 54

Figura 7: O gráfico mostra a probabilidade Weibull (não confiabilidade, ou seja a chance de ocorrer falha em função da carga) para as próteses em LAVA (azul) e em PdAg (preto). Note que a resistência característica (η) da metalocerâmica (706,8 N) é aproximadamente 35 % mais alta que do PZT-Y (497,3 N).....56.

Figura 8: Prótese do grupo PZT-Y (LAVA) fraturada após o teste de fadiga. A microscopia de luz polarizada mostra em (A) uma vista vestibular do pântico com a seta apontando para a área onde ocorreu a endentação e a fratura coesiva da cerâmica de revestimento resultante (asterisco), sem expor a infra-estrutura, e em (B) a vista proximal do pântico ilustra a profundidade da fratura coesiva da cerâmica. (C) A análise em MEV em baixa magnificação da região fraturada (vista por vestibular) mostra marcas fractográficas que indicam a direção de propagação das trincas em direção às margens (setas tracejadas). Uma maior magnificação no sentido horário dessas áreas marginais (figuras D,E, e F) revelam marcas fractográficas patognomônicas como os “hackles” (setas) e os “wake hackles” (pontei- ras),

confirmando a direção da trinca em direção às margens da cerâmica de revestimento fraturada.....59

Figura 9: Prótese metalocerâmica em PdAg após a fadiga ilustrando os dois modos de fraturas competindo entre si. (a) Imagem em microscopia de luz polarizada mostrando a área endentada (seta), as duas trincas flexurais originárias dos pilares mesial e distal (ponteiras), e a falha coesiva da cerâmica de revestimento na cúspide vestibular do pântico (asterisco). (b) Magnificação em MEV do limite pântico-pilar do conector distal que mostra o local de encontro da falha coesiva na cerâmica de revestimento e a fratura flexural do conector (ponteira). (c) Vista oclusal do dano na área endentada e em (d) a falha coesiva na face vestibular. (e) Imagem em microscopia de luz polarizada mostrando o seccionamento mésio-distal da prótese embebida em resina epóxica que revela a fratura flexural na margem cervical da coroa (setas) no seu trajeto em direção à oclusal e à área endentada no pântico. A figura (f) em MEV do pântico mostra uma trinca flexural (setas) acompanhada de uma trinca radial que é desviada para a lingual após contactar a infra-estrutura metálica. Os pontos escuros acima das setas representam a água estancada na trinca flexural. IFm = infra-estrutura metálica; O = camada de opaco; PR = porcelana de revestimento.....62

LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

°C – graus Celsius

MEV – microscopia eletrônica de varredura

mm – milímetro

mm² – milímetro quadrado

PdAg – paládio-prata

MPa – megapascal

PZT-Y – policristais de zircônia tetragonal estabilizada por ítrio

% - por cento

μm – micrometro

CET – coeficiente de expansão térmica

β – Beta

η – do grego ETA

Resumo

Resumo

A falha coesiva na porcelana de revestimento de próteses com infra-estruturas de policristais de zircônia tetragonal estabilizada por ítrio (PZT-Y) tem causado elevadas taxas clínicas de fracassos. No presente estudo avaliou-se a confiabilidade e modos de fratura de próteses fixas implanto-suportadas confeccionadas em uma liga de Paládio-Prata (PdAg) e em PZT-Y, submetidas à fadiga acelerada progressiva. Embebeu-se análogos de implantes em uma resina acrílica. Infra-estruturas em PZT-Y e PdAg ($n = 21$ / grupo) foram fabricadas, revestidas com porcelana, cimentadas e submetidas a uma carga estática ($n = 3$ / grupo) para obtenção dos valores de resistência à fratura. Em seguida, 18 espécimes de cada grupo foram distribuídos ao longo de 3 perfis de estresse progressivo e submetidos à fadiga em água com a carga aplicada na cúspide vestibular do pântico. Encontrou-se no grupo PdAg um modo de fratura incluindo trincas flexurais na área do conector competindo com a falha coesiva da porcelana, enquanto que as próteses em PZT-Y apresentaram falha coesiva na porcelana de revestimento. O cálculo da confiabilidade (Alta Pro, ReliaSoft, intervalo de confiança de 90 %, bilateral) revelou a ausência de diferença significativa para a finalização de uma missão de 50.000 ciclos a 300 N entre as próteses em PdAg e PZT-Y. Contudo, a confiabilidade reduziu significativamente para o grupo PZT-Y na finalização de uma missão de 100.000 ciclos a 300 N enquanto que permaneceu a mesma para o grupo PdAg. Concluiu-se que para uma missão de 100.000 ciclos a 300 N a confiabilidade é mais alta para a prótese metalocerâmica quando comparada à em PZT-Y. Os modos de fratura diferiram entre os grupos.

Introdução

INTRODUÇÃO

O edentulismo nos E.U.A. atinge 30 milhões de pessoas (17% da população adulta). Estas possuem 1 ou 2 arcos desdentados. Mais de 44 milhões de americanos não têm pelo menos 1 quadrante de dentes posteriores. Desta forma, o aumento da expectativa de vida aliado aos indivíduos que se apresentam parcial ou totalmente desdentados, garantem a necessidade de reabilitação no futuro(MISCH, 2001). A reabilitação dos espaços edêntulos não só melhora a qualidade de vida dos pacientes como também mostrou aumentar a viabilidade de ingestão de alguns tipos de alimentos ricos do ponto de vista nutricional e extremamente importantes para a dieta diária(NOWJACK-RAYMER e SHEIHAM, 2007).

Paralelamente, o uso de materiais cerâmicos na odontologia restauradora ganha incentivos da indústria de desenvolvimento de materiais estéticos, sendo que as coroas unitárias geram cerca de 2 bilhões de dólares em rendimentos anuais, dos quais 20 % são direcionados às coroas totalmente em cerâmica(OVERVIEW, 2004). Estas têm sido extensivamente indicadas em clínica em virtude das superiores propriedades estéticas. A alumina e a zircônia são os sistemas mais comumente utilizados para a fabricação de coroas e próteses fixas(CONRAD et al., 2007).

Do ponto de vista mecânico, as infra-estruturas em PZT-Y (policristais de zircônia tetragonal estabilizada por ítrio) são as mais adequadas para uso em regiões posteriores quando comparadas aos outros sistemas totalmente cerâmicos(RAIGRODSKI, 2004; RAIGRODSKI et al., 2006; STUART et al., 2007b). Dois a 3 % mol de óxido de ítrio é adicionado à zircônia pura para estabilizá-la na fase tetragonal em temperatura ambiente, formando um material multifases que se torna clinicamente viável, ou seja, os policristais de zircônia estabilizada por ítrio ou PZT-Y(PICONI e MACCAURO, 1999). Indica-se este material para as próteses fixas posteriores devido à sua capacidade de dificultar a propagação de trincas em sua própria estrutura e na interface porcelana/infra-estrutura nas áreas de alta concentração de estresses de tensão como, por exemplo, a área gengival dos conectores(STUART et al., 2007b).

Recentemente, complicações técnicas como fraturas coesivas da porcelana de revestimento têm resultado em taxas de fracasso significativamente mais altas nas próteses em PZT-Y quando comparadas às metalocerâmicas, tanto no suporte

dentário das próteses convencionais(SAILER et al., 2007a) quanto nas próteses sobre implantes(LARSSON et al., 2006).

O uso de próteses fixas implanto-suportadas têm apresentado sucesso na reabilitação de áreas parcialmente desdentadas. Uma recente revisão sistemática mostrou taxa de sobrevivência de 89,1 % para as próteses metalocerâmicas sobre suporte dentário convencional quando comparada a de 86,1 % para as implanto-suportadas em um período de 10 anos (PJETURSSON et al., 2007a). Contudo, a literatura é escassa de dados que relatam a sobrevida e os modos de fratura das próteses implanto-suportadas metalocerâmicas quando comparadas às totalmente cerâmicas.

Considerando-se que a função oclusal, o ambiente em que o elemento protético está inserido e as condições de fabricação do mesmo têm um importante papel na sobrevida clínica da prótese(REKOW e THOMPSON, 2007), fatores incluindo a escolha do material da infra-estrutura e o seu desenho deveriam ser controlados e padronizados em estudos comparando a performance de próteses metalocerâmicas e totalmente cerâmicas. Sabe-se que alterações no desenho de infra-estruturas de próteses fixas, bem como na curvatura da embrasura gengival alteram a resistência à fratura de próteses fixas totalmente em cerâmica de 3 elementos(KOKUBO et al., 2007; OH et al., 2002; OH e ANUSAVICE, 2002).

Estudos com dados clínicos de sobrevivência a longo prazo, bem como de avaliações em laboratório comparando infra-estruturas de PZT-Y e metalocerâmicas cobertas com porcelana de revestimento, constituem uma área inexplorada até o presente momento. Em uma das poucas avaliações *in vitro*, investigou-se o efeito das propriedades da infra-estrutura na longevidade de sistemas construídos em camadas planas constituídos de uma porcelana de revestimento sobre uma infra-estrutura cimentada em um substrato de compósito, com módulo de elasticidade similar ao da dentina e com espessuras que simulam aquelas encontradas em uma coroa. Encontrou-se que a porcelana sobre uma liga áurea de baixo módulo de elasticidade é suscetível aos danos gerados pelo contato na superfície oclusal e na interface com a infra-estrutura metálica submetida a estresses de tensão que resultam em trincas radiais. Por outro lado, a fratura se restringiu à superfície oclusal da porcelana quando esta possuía um material de infra-estrutura com maior módulo de elasticidade como o PZT-Y e a liga de paládio-prata (PdAg). Também foi

demonstrado que, as fraturas da infra-estrutura, comumente encontradas na alumina, não foram observadas para o PZT-Y(KIM et al., 2007a).

Apesar da escassa e contraditória literatura neste tópico, é clara a relação entre a natureza do material que sustenta a porcelana de revestimento e as taxas de sobrevivência e modos de fratura dos sistemas totalmente cerâmicos(REKOW et al., 2006).

Tendo em vista a maior taxa de complicações das próteses sobre implantes quando comparadas às dento-suportadas(PJETURSSON et al., 2007a), este estudo se propõe a avaliar a confiabilidade e modos de fratura de próteses parciais fixas de 3 elementos implanto-suportadas com infra-estruturas em PZT-Y e PdAg, utilizando desenho de infra-estrutura e contorno da porcelana de revestimento padronizados.

Revisão da literatura

REVISÃO DA LITERATURA

1. Previsibilidade do tratamento reabilitador utilizando implantes

O tratamento com próteses implanto-suportadas na reabilitação de pacientes desdentados totais ou parciais é frequente há algum tempo na prática clínica. A previsibilidade do implante em si têm sido extensivamente estudada desde os trabalhos pioneiros de Branemark (BRANEMARK et al., 1969). Inicialmente o conceito de osseointegração foi introduzido na mandíbula edêntula, onde os implantes eram colocados entre os forames mentonianos, possibilitando a reabilitação em arcos atróficos onde a estabilidade das próteses totais convencionais era pobre.

O sucesso do tratamento com implantes depende do controle de diversos fatores associados ao paciente (qualidade do osso, leito implantar sem inflamação, etc.), ao profissional (procedimento cirúrgico) e ao implante (característica macro, micro e nano do implante). Desta forma, para entender o significado do sucesso, é mandatório que os critérios que o definem sejam claros. Ao definir estes critérios, Albrektsson et al. (ALBREKTSSON et al., 1986) sugeriram que para atingir o sucesso, os seguintes quesitos devem ser preenchidos: a unidade do implante não apresenta mobilidade quando separado da prótese; o exame radiográfico não demonstrar qualquer evidência de radiolusência peri-implantar; a perda óssea vertical ser inferior a 0,2 mm anualmente, após o primeiro ano em função; o desempenho individual do implante é caracterizado por ausência de sinais e sintomas persistentes e/ou irreversíveis, como dor, infecções, neuropatias, parestesia ou violação do canal mandibular; e dentro do contexto acima, um índice de sucesso de 85% ao fim de 5 anos de observação e 80% após 10 anos.

Em um acompanhamento das próteses totais implanto-suportadas instaladas no início das pesquisas da osseointegração pelo grupo do Dr. Branemark (ADELL et al., 1990), verificou-se que, de 4636 implantes instalados em 759 maxilares de 700 pacientes, a taxa de sucesso foi de 78% na maxila e 86% na mandíbula após 15 anos. Encontraram estabilidade das próteses em média de 92% em ambos maxilares no acompanhamento de 15 anos.

O desafio da reabilitação em indivíduos desdentados parecia maior na maxila devido à qualidade e reabsorção óssea na região anterior, bem como à

reduzida disponibilidade óssea decorrente da pneumatização dos seios maxilares. Contudo, os acompanhamentos a longo prazo de casos assim reabilitados com próteses totais fixas implanto-suportadas, realizados na década de 80 pelo grupo do Dr. Branemark (JEMT e JOHANSSON, 2006), trouxeram resultados animadores. Reportou-se, em um acompanhamento de 15 anos, taxas acumuladas de sobrevida de 90,9% e 90,6% para os implantes e próteses, respectivamente. Embora sempre tivesse existido uma preocupação grande com a sobrevida dos implantes e perda óssea, a maior complicação encontrada foi a fratura da resina das próteses, bem como o desgaste após um tempo de uso. Não foi possível correlacionar perda óssea com o fator tempo. Somente 1,3% dos implantes apresentaram perda óssea acumulada de mais de 3 mm ao longo dos 15 anos de acompanhamento.

Com exceção dos trabalhos mencionados acima do grupo do Dr. Branemark em Gotemburgo, são poucos os acompanhamentos dos implantes realizados por um período de 10 anos ou mais. Recentemente, Astrand e colaboradores (ASTRAND et al., 2008) reavaliaram os pacientes de seu estudo realizado com o protocolo Branemark (2 etapas cirúrgicas) iniciado na década de 80. Nesta avaliação de mais de 20 anos (20 a 24 anos) após a instalação das próteses totais com infra-estrutura de ouro, eles encontraram uma taxa de sobrevivência de 99,2% para os implantes, perda óssea média de 1,72mm e prevalência de 2,4% de peri-implantite. Em relação à prótese, desgastes extensos foram encontrados nos dentes de acrílico de alguns pacientes, em quatro outros casos estes dentes foram repostos e apenas um paciente necessitou de uma prótese nova. De uma forma geral, para o protocolo e implantes utilizados, pôde-se concluir que o prognóstico foi bom.

O sucesso do tratamento com implante em áreas parcialmente desdentadas também têm sido positivo. Em uma avaliação retrospectiva (NEVINS e LANGER, 1993) de 338 pacientes (de 1984 a 1991) que receberam 1203 implantes com a técnica cirúrgica de 2 passos (551 na mandíbula e 652 na maxila), encontrou-se 95,5% de sucesso na mandíbula e 95,2% na maxila. Falhas na mandíbula envolveram 15 implantes que foram submetidos a carga e 10 que não o foram. Das 247 próteses na mandíbula, 8 falharam, sendo 1 unitária e 7 fixas das quais 2 faziam conexão implante-dente (97% de sucesso). Os implantes da maxila que falharam sob carga foram 6 de 7mm, 3 de 10mm e 1 de 13mm de comprimento. O restante dos 21 implantes, que não foram submetidos a carga, estavam com mobilidade na segunda fase cirúrgica.

Em uma avaliação clínica prospectiva dos implantes osseointegrados sob próteses parciais, Lekholm et al.(LEKHOLM et al., 1994) reportaram o resultado de 558 implantes do sistema Branemark instalados em 159 pacientes em 9 centros de estudo diferentes. No controle de 5 anos, encontraram 438 implantes clinicamente estáveis com taxa cumulativa de sucesso de 93,3% para ambos os maxilares. Os implantes não avaliados, no controle de 5 anos, devido à exclusão de pacientes (78), sepultamento do implante (2), ou falha na osseointegração (36), totalizaram 23%. Quando correlacionaram falha com comprimento dos implantes, verificaram que os implantes curtos, de diâmetro padrão, apresentaram o maior número de falhas. Da mesma forma, encontrou-se maior perda de implantes na maxila, principalmente durante a fase de cicatrização ou de início de carga sobre a fixação. Ao incluírem na estatística os implantes removidos e os perdidos como falhas, a taxa de sucesso foi de 85,4% para maxila e 80,6% para mandíbula no controle de 5 anos. A maioria das perdas ocorreu no início do estudo e, predominantemente, com as próteses suportadas por 2 implantes, em comparação àquelas suportadas por 3 ou mais unidades de ancoragem.

Em acompanhamentos de longo prazo, entendendo que tenham no mínimo 5 anos(WENNSTRÖM e PALMER, 1999), não só é importante conhecer a taxa de sobrevivência dos implantes e próteses sob função, mas também saber as alterações ocorridas com a dentição presente no momento da reabilitação. Lekholm e colaboradores(LEKHOLM et al., 2006) encontraram em uma avaliação de próteses parciais fixas sobre implante (protocolo Branemark com 2 fases cirúrgicas) após 20 anos de serviço clínico uma taxa cumulativa de sobrevivência de 91% (90% maxila e 92,3% mandíbula). A perda óssea média, após esse período, foi de 1mm para os implantes e 0,7mm para os dentes naturais correspondentes. A complicação mais comum para os implantes foi fratura da resina da prótese, seguida de fratura ou soltura dos parafusos dos intermediários. Para a dentição, a manutenção mais comum foi a restauração, sendo que cada paciente recebeu em média 5 restaurações ao longo destes 20 anos. Em relação à satisfação com o tratamento com a prótese parcial fixa implanto-suportada, os pacientes classificaram 96 como média, sendo 0 ruim e 100 altamente satisfeitos.

Os implantes dentários osseointegráveis estão disponíveis no mercado em diferentes materiais, formatos, diâmetros, comprimentos, plataformas e tratamentos de superfície. Estima-se que os dentistas tenham que escolher entre mais que 1300

tipos de implantes que variam na forma, material, dimensão, superfície e geometria da interface (BINON, 2000). É importante, portanto, saber se existem modificações de superfície, formato ou mesmo algum material em particular que seja capaz de melhorar os resultados clínicos dos implantes. Para isso, Esposito et al. realizaram uma revisão sistemática (ESPOSITO et al., 2004) com o objetivo primário de testar a hipótese nula de que não há diferenças no desempenho clínico entre vários tipos de implantes osseointegrados e secundariamente, de que não há diferença na ocorrência de falha precoce entre implantes torneados e os de superfície áspera, bem como na ocorrência de peri-implantite na superfície torneada comparada à asperizada após 3 a 5 anos em função. Após busca também manual e sem restrição de idiomas nas bases de dados (Cochrane Oral Health Group's Trials Register, Cochrane Central Register of Controlled Trials - CENTRAL, Medline de 1966 a março de 2003, Embase 1980 a março de 2003) os estudos selecionados traziam informações sobre 9 tipos de implantes com diferentes modificações de superfície (Astra – superfície jateada com TiO_2 , Branemark – tipo Mark II - superfície torneada, Branemark – transmucoso cônico – torneado, IMZ – superfície plasma-spray de Ti, ITI – superfície plasma-spray de Ti, implante oco, ITI – superfície plasma-spray de Ti, implante maciço, ITI – superfície tratada com jateamento (grânulos robustos) e condicionada, Southern – superfície jateada e condicionada, Steri-Oss – superfície condicionado com ácido. Em princípio 3 tipos de superfície foram analisadas: torneada (Branemark), superfícies tratadas pela remoção de material (Astra, ITI-SLA, Steri-Oss, Southern Implants) e superfícies tratadas por adição de material, plasma-spray de Ti (IMZ-TPS e ITI-TPS). Quanto a forma, os implantes também foram agrupados em 3 grupos: parafusos (Branemark, ITI-SLA, ITI-TPS, Steri-Oss, Astra e Southern), parafusos e cilindros ocos (ITI-TPS) e cilindros (IMZ). A partir da análise dos estudos clínicos (total de 1275 implantes) não foi possível comparar, separadamente, uma única característica dos implantes porque os ensaios controlados randomizados compararam uma combinação de implantes com diferentes formatos, dimensões, tratamentos de superfície, protocolos cirúrgicos e purezas de Ti. Portanto, esta revisão apresentou comparações de dados entre diferentes sistemas de implantes e não entre características específicas destes. Como conclusão, indicaram que não há evidências que apontem a superioridade de um tipo de superfície, material ou formato entre os diferentes sistemas de implante analisados. Contudo, estas conclusões estão baseadas em poucos ensaios

controlados randomizados com um período de observação curto e pequena amostra de pacientes. Portanto, devido à escassez de estudos científicos confiáveis, não foi possível afirmar que tal sistema de implante ou característica dele o torna superior a outros. Os autores sugeriram pesquisas com uma maior amostra, acompanhamento mínimo de cinco anos, buscando investigar apenas uma variável (forma ou superfície ou material).

Diante do exposto, nota-se que a taxa de sucesso e sobrevida do implante de titânio osseointegrável é alta e confere segurança para uso rotineiro em clínica, haja vista os resultados positivos de estudos com acompanhamentos suficientemente longos (10 anos ou mais). Curiosamente, a quantidade de pesquisa reportando a sobrevida da restauração suportada pelo implante, seja ela do tipo total, parcial ou unitária, é pequena, especialmente com acompanhamento próximo ou maior que 10 anos (BARTLETT, 2007). É fundamental que o clínico conheça a sobrevida das suas restaurações implanto-suportadas para que possa indicá-las com maior precisão. Isto será abordado adiante na sessão "Aspectos clínicos dos sistemas cerâmicos", especificamente em "Taxa de sobrevivência".

2. Cerâmicas odontológicas

2.1 – Evolução

A porcelana tradicional é uma mistura de três minerais: quartzo, feldspato e argila branca pura ($\text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 2\text{SiO}_2 \cdot x\text{H}_2\text{O}$) que se desenvolveu paralela à fabricação de louças na Europa. No entanto, o primeiro uso, com sucesso, de cerâmicas em odontologia se deu em 1774, quando os parisienses Alexis Duchateau, um médico prático, junto ao dentista Nicholas Dubois de Chémant, confeccionaram a primeira dentadura de porcelana para substituir as próteses manchadas e mal cheirosas do de Duchateau (JONES, 1985).

A leucita, produto da reação do feldspato de potássio e vidro, é responsável pelas propriedades ópticas, dureza e resistência e expansão térmica da porcelana. (ROSENBLUM e SCHULMAN, 1997) Em especial, são duas as características que tornam a leucita extremamente atraente para adição na porcelana. A primeira é seu índice de refração que é próximo ao dos vidros feldspáticos e a segunda, é a natural característica da leucita de responder ao ataque

ácido mais rapidamente que o vidro base, o que permite adesão micromecânica quando do uso de cimentos resinosos e sistemas adesivos(KELLY, 2004). Na década de 1940, a cocção da porcelana sob vácuo reduziu as porosidades e melhorou a aparência estética das restaurações cerâmicas(JONES, 1985). Na década de 50, o aumento na quantidade de K_2O nas porcelanas aumentou a cristalização da leucita e elevou o coeficiente de expansão térmica, permitindo a fusão destas a certas ligas áureas para confecção de coroas e próteses fixas(MCLEAN, 2001). O uso inicial das cerâmicas sobre próteses com estruturas metálicas resultou, nos últimos 35 anos em melhoras nas ligas metálicas, na adesão porcelana/metal e nas porcelanas propriamente ditas(KELLY et al., 1996). Foi em 1962(WEINSTEIN et al., 1962), que a adição de aproximadamente 17 a 25% de massa de leucita, partícula de um mineral cristalino, possibilitou o uso da porcelana sobre infra-estruturas metálicas. Essa possibilidade pôde ser concretizada, uma vez que a leucita possui um alto coeficiente de expansão e contração térmica, se tornando então compatível com o metal, após acrescentada na cerâmica vítrea.

A justificativa para a aceitação ampla das porcelanas decorre em função da sua excelente propriedade estética, durabilidade e biocompatibilidade. Contudo, a maioria das suas aplicações eram limitadas, especialmente em áreas de demanda funcional maior. A aplicação de uma porcelana com propriedades mecânicas e físicas melhoradas iniciou quando Mc Lean e Hughes (1965) adicionaram aproximadamente 55% de volume de Al_2O_3 na porcelana feldspática. Com a adição destes cristais de alumina, obtiveram porcelanas com resistência flexural de 130 MPa. As infra-estruturas de coroas e próteses fixas feitas com ligas áureas recebiam facetas de porcelana cimentadas ou fundidas em baixa fusão. No entanto, a alteração mais significativa da porcelana foi encontrada quando os autores utilizaram uma infra-estrutura de alumina sinterizada (97% de cristais de alumina) e a cobriram com porcelana, atingindo estresses máximos para fratura aproximadamente 5 vezes maior ao equivalente para as porcelanas convencionais. Esta composição, bem como das cerâmicas desenvolvidas de alta resistência constituem os materiais de infra-estrutura nos quais é possível hoje reproduzir a anatomia dentária e a estética dos dentes com as porcelanas feldspáticas padrão(MCLEAN e HUGHES, 1965). Curiosamente, também em 1965, esta mesma tecnologia (reforço de estruturas vítreas por dispersão) foi aplicada pela empresa norte-americana General Electric para isolar fios de alta tensão(KELLY, 2004).

Um tipo importante de porcelana dental com volume considerável de fase cristalina com início de desenvolvimento na década de 70 foi a cerâmica vítrea baseada em tetrasilica fluoromica (GROSSMAN, 1972). Entretanto, este material só se tornou disponível na odontologia por volta de 1985 (GROSSMAN, 1985), quando era fundido em um refratário à base de fosfato a temperaturas entre 1350 e 1365°C. Em seguida estes vidros fundidos eram cobertos com porcelana quando embebidos em um material especial aquecido a 1070°C por 6 horas. Uma outra versão desta cerâmica, com uma fração maior de volume (70 vol%) de 2 µm de diâmetro e plaquetas de mica de 0,5 µm de espessura se tornou disponível em blocos para usinagem denominado sistema CAD/CAM (Computer-aided design/ computer-aided machining) (Dicor) (GROSSMAN, 1991).

O processo de uso de uma matriz de transferência foi introduzido nos laboratórios de prótese em conjunto a um novo material para infra-estrutura. Os componentes refratários deste material eram Al₂O₃ (60 % de massa), MgO (9 % de massa) e vidro de alumínio-silicato de bário (13 % de massa). A queima programada até 1300°C, era caracterizada pela formação do espinélio de alumínio-magnésio (SOZIO e RILEY, 1985). Este material (Cerestore) permaneceu cerca de 3 a 4 anos no mercado e foi removido devido ao alto índice de falha clínica.

A técnica de “slip casting” é utilizada há pelo menos 200 anos na fabricação de corpos de argila. O processo se baseia na preparação de uma suspensão estável que é colocada na superfície porosa de um molde que absorve a fase líquida desta suspensão por meio de forças capilares (MCLEAN, 2001). No final da década de 80, esta técnica foi refinada para a confecção de infra-estruturas de alta resistência para uso em odontologia. Sadoun verificou que aumentando o conteúdo de óxido de alumínio (de aproximadamente 50 % de massa para 70 % de massa) na massa vítrea, fazendo primeiro a queima do condensado de alumina, seguido da infiltração vítrea nos poros desta estrutura, produzia um compósito cerâmico denso de alta resistência (InCeram Alumina, Vita) (SADOUN, 1989). Uma variável deste material substitui a alumina pelo espinélio de magnésio-alumina (MgAl₂O₄), aumentando a translucidez da porcelana de revestimento, mas com redução da resistência (InCeram Spinel, Vita). Com o intuito de expandir seu uso para próteses fixas posteriores, acrescentou-se zircônia (aproximadamente 30% massa) à alumina, gerando, todavia, uma infra-estrutura com maior opacidade e, portanto, menos estética (InCeram Zirconia, Vita). Neste último exemplo, apesar do nome comercial

sugerir a composição, vale ressaltar que este infiltrado de vidro é uma alumina reforçada por zircônia.

As cerâmicas policristalinas se desenvolveram mais recentemente e por ter uso recomendado para áreas de maior demanda funcional (coroas e próteses fixas na região posterior) elas receberão especial atenção em sessão própria neste capítulo.

Pelo exposto até aqui, nota-se que a evolução das cerâmicas para uso como infra-estrutura foi notável nos últimos anos. Contudo as opções mais estéticas são de uso limitado, especialmente em áreas onde os esforços funcionais são altos (coroas em molares e próteses parciais fixas na região posterior). Embora todas as cerâmicas de alta resistência desenvolvidas para odontologia sejam muito opacas para serem consideradas estéticas, é possível obter um resultado óptico mais agradável com estas estruturas quando comparadas às estruturas metálicas. Algum grau de translucidez é desejável no material da infra-estrutura (KELLY, 1997). Este tópico será abordado com mais detalhe na sessão “Aspectos clínicos dos sistemas cerâmicos”, em “Translucidez”.

2.2- Classificação

Existem várias propostas de classificação dos sistemas cerâmicos descritas na literatura, principalmente envolvendo a composição e as possíveis técnicas de confecção (BONFANTE et al., 2008; REIS et al., 2007). Talvez a classificação mais didaticamente interessante e simples seja a que descreve as cerâmicas como compósitos, ou seja uma composição de duas ou mais entidades. Desta forma, as cerâmicas odontológicas seriam divididas em apenas 3 tipos: as cerâmicas vítreas, as cerâmicas vítreas preenchidas por partículas e as cerâmicas policristalinas (KELLY, 1997; 2004). Esta ordem descrita coincide com a ordem em que foram desenvolvidas, como será conferido na sessão “Evolução das cerâmicas”. Neste raciocínio de classificação, o clínico deve manter em mente dois aspectos fundamentais que nortearão a seleção da cerâmica: Primeiro, as cerâmicas estéticas são aquelas com alto conteúdo vítreo e as cerâmicas altamente resistentes (para ser usadas em coroas posteriores e próteses fixas) geralmente possuem conteúdo cristalino. E em segundo, a evolução das cerâmicas em busca de um material resistente para infra-estruturas de restaurações, envolveu um aumento do conteúdo

cristalino, conseqüentemente reduzindo o potencial estético(KELLY, 2008). É mandatório também, que o clínico reconheça que as propriedades mecânicas superiores de uma determinada cerâmica não podem, necessariamente, ser correlacionadas ao seu desempenho clínico(REKOW et al., 2007). As propriedades que têm relevância na seleção de um sistema serão sumarizadas em uma tabela abaixo. Além disso, são vários os fatores que influenciam a longevidade das restaurações totalmente em cerâmica relacionados aos passos clínicos realizados pelo cirurgião-dentista e também pelo técnico de laboratório(REKOW e THOMPSON, 2007). Mais importante, para fazer uma seleção segura de um determinado sistema, o clínico deve ficar atento aos trabalhos de acompanhamento clínico de longo-prazo.

2.2.1 - Cerâmicas vítreas

As cerâmicas vítreas odontológicas são oriundas principalmente de um grupo de minerais chamado feldspato e são alicerçadas em sílica (óxido de silício) e alumina (óxido de alumínio). Por isso, as porcelanas feldspáticas pertencem a um grupo chamado vidros de alumínio-silicato(KELLY, 1997). São utilizadas como material de revestimento estético em infra-estruturas metálicas e cerâmicas, “inlays”, “onlays” e facetas laminadas em virtude da sua excelente capacidade de mimetizar esmalte e dentina(KELLY, 2004). Como elas já vem normalmente pareadas para uso com a respectiva infra-estrutura (com coeficiente de expansão térmica compatível), não faz sentido apresentá-las comercialmente em virtude da quase infinidade de produtos disponíveis neste grupo(KELLY, 2008).

2.2.2 - Cerâmicas vítreas reforçadas por partículas

O acréscimo de partículas na estrutura vítrea é feito pelos fabricantes com o intuito de melhorar as propriedades mecânicas (principalmente resistência) e o comportamento de contração e expansão térmica. Essas partículas de carga são normalmente de natureza cristalina, mas podem ser partículas vítreas de alta fusão que são estáveis nas temperaturas de queima da porcelana(DENRY, 1996). Alguns exemplos representativos destas cerâmicas para uso em infra-estruturas de coroas e próteses fixas são os cristais adicionados de dissilicato de lítio (IPS Empress II, Ivoclar-Vivadent), e a própria adição de partículas de espinélio de alumínio-magnésio (In-Ceram Spinel, Vita), alumina (InCeram Alumina, Vita), ou a combinação de

alumina (70%) com zircônia (30%) (InCeram Zirconia, Vita). Nestes últimos exemplos (Vita), a essência da fabricação do material constitui na aplicação e sinterização de uma mistura contendo a partícula desejada (alumina, por exemplo) sobre um troquel refratário, seguida da infiltração de vidro nesta estrutura porosa formada (“slip-casting”). Blocos contendo estes materiais já sinterizados também estão disponíveis para usinagem (CAD/CAM)(CONRAD et al., 2007; DENRY, 1996).

2.2.3 Cerâmicas policristalinas

Nestas estruturas não há componente vítreo e os átomos estão densamente compactados o que dificulta a propagação de uma trinca. Essa particularidade caracteriza este tipo de cerâmica como tendo a mais alta tenacidade à fratura quando comparada às cerâmicas vítreas e preenchidas por cargas e estabeleceram um marco na era das restaurações cerâmicas como infra-estruturas resistentes(RAIGRODSKI, 2004). No desenvolvimento destes materiais dois importantes acontecimentos favoreceram o seu uso para próteses fixas: 1) a disponibilidade de pós iniciantes altamente controláveis em termos de contração. Isso porque estas cerâmicas são formadas de pós que só podem ser condensados aproximadamente 70% da sua densidade, pois elas contraem cerca de 30% quando completamente sinterizadas; 2) o uso de computadores no desenho e confecção das restaurações CAD/CAM (KELLY, 2004). De uma maneira geral, o desenho pode ser feito a partir do escaneamento direto do troquel ou da infra-estrutura encerada com as dimensões e formas desejadas (ex: Procera, NobelBiocare). No caso das cerâmicas policristalinas à base de zircônia, comumente se usa uma restauração (em dimensões que prevêm a contração durante a sinterização posterior) a partir de um bloco parcialmente sinterizado (ex: Lava, 3M-ESPE, Cercon, Dentsply). Pelo fato de as cerâmicas policristalinas à base de zircônia possuírem um mecanismo único de tenacidade à fratura não encontrado em outros materiais, ela será descrita separadamente.

2.2.3.1 – Zircônia

Conforme a temperatura, a zircônia pode se transformar em 3 estruturas alotrópicas, isto é, com diferentes formas físicas. Sob pressão e temperatura ambiente, a zircônia pura se encontra na fase monoclinica. Aquecendo-a à aproximadamente 1170 °C o material se transforma na fase tetragonal e em torno de 2370 °C na fase cúbica, com temperatura de fusão aos 2716 °C (SUBBARAO, 1981). As mudanças volumétricas que ocorrem com as mudanças de fases são de 2,31% da cúbica para a tetragonal, de 4,5% da tetragonal para a monoclinica, expansões grandes o suficiente para torná-la inadequada para uso na condição pura (KELLY e DENRY, 2008). Foi em 1972 quando Garvie e Nicholson fizeram a ligação da zircônia pura com óxidos estabilizadores como CaO, mantendo-a na fase tetragonal à temperatura ambiente (GARVIE e NICHOLSON, 1972) o que possibilitou a ampliação do seu uso como material estrutural. Outros óxidos como MgO, Y₂O₃ ou CeO₂ também têm sido adicionados para estabilização (DENRY e KELLY, 2008). Contudo, a zircônia na fase tetragonal permanece meta-estável, significando que existe energia detida no material capaz de retorná-la ao estado monoclinico se a estrutura for submetida a estresses. Nesse evento de transformação de fases, o aumento volumétrico em torno de 4,5% na região da trinca se torna benéfico, porque a comprime e dificulta a sua capacidade de propagação pela cerâmica (aumento da tenacidade), fenômeno conhecido como aumento da tenacidade por transformação. Em suma, ocorre o aumento da tenacidade à fratura como resultado direto da transformação de fases que acontece na ponta de uma trinca em desenvolvimento. Essas descobertas foram feitas por Garvie e colaboradores em 1975 (GARVIE et al., 1975) quando cunharam o termo “cerâmica aço” para a zircônia estabilizada, devido à similaridade de módulo de elasticidade, coeficiente de expansão térmica e transformação martensítica da zircônia em relação ao aço. A transformação da zircônia da fase tetragonal para a monoclinica é de natureza martensítica, ou seja, é a mudança na estrutura cristalina que é atérmica (não depende de uma temperatura específica e sim, de uma variação de mudanças na temperatura), não sofre difusão (envolve o movimento cooperativo de átomos ao longo de distâncias menores que o diâmetro atômico, resultando numa mudança macroscópica de forma nas regiões transformadas) (KELLY e FRANCIS ROSE, 2002). O aumento da tenacidade pela transformação de fases torna a zircônia positivamente diferente de todas as outras

cerâmicas utilizadas em odontologia (vítreas e vítreas reforçada por partículas), porque nestas últimas existe uma relação direta entre resistência e tenacidade à fratura (capacidade de um material resistir à propagação de uma trinca) e na zircônia estabilizada não. Nesta última, a propagação da trinca é progressivamente dificultada pela compressão gerada na transformação para fase monoclinica fenômeno conhecido por comportamento R-curva. Nesta situação de propagação da trinca, a estrutura da zircônia transformada se torna menos resistente, porém a tenacidade à fratura aumenta até atingir um platô (SWAIN e ROSE, 1986).

Em odontologia são utilizadas apenas 3 tipos de cerâmicas contendo zircônia: zircônia estabilizada por ítrio (ex: Lava-Espe 3M, Cercon, Dentsply), zircônia parcialmente estabilizada por magnésio (ex: Denzir-M, Dentronic AB) e a zircônia estabilizada por Cério (12 mol%) imbutida numa matriz de alumina (67%) a ser posteriormente infiltrada por vidro (ex: InCeram Zirconia, Vita) (KELLY e DENRY, 2008).

As propriedades mecânicas do PZT-Y são significativamente superiores quando comparadas às demais cerâmicas odontológicas (Tabela 1). Em especial, sua resistência flexural varia de 800 a 1000 MPa e a tenacidade à fratura de 6 a 8 MPa. Para esta última propriedade, encontram-se as porcelanas utilizadas para restaurações metalo-cerâmicas na faixa de 0,9 a 1,2, aproximadamente 1,5 a 1,7 para as cerâmicas reforçadas por leucita (ex: Empress, Ivoclar), 4,5 para alumina (ex: InCeram) e por volta de 20 para os metais (KELLY, 2004). Em uma série de testes realizados para caracterização de um PZT-Y utilizada em odontologia (Cercon, Dentsply) encontrou-se uma resistência flexural de 823 MPa, limite de fadiga (500,000 ciclos e carga de 70% do valor de resistência flexural) de 575 MPa e módulo Weibull de 8,3. Inédito neste conjunto de testes, porém, foi a quantificação da transformação de fases ocorridas em espécimes submetidos à dureza Vickers. Os autores encontraram altas taxas de transformação da fase tetragonal, no local da endentação, tanto para as fases cúbica quanto monoclinica. Esta última estava mais presente no centro da endentação (43%) quando comparado à região externa (29%). A fase monoclinica esteve mais presente próximo à origem da fratura, e a cúbica na superfície inferior das amostras, submetidas à tensão (PITTAYACHAWAN et al., 2009). Deve-se, contudo, lembrar que a extrapolação direta destes dados é limitada uma vez que os testes foram realizados diretamente na superfície do PZT-Y não revestida por uma porcelana, como ocorreria clinicamente.

Em termos de propriedades mecânicas, o PZT-Y depende diretamente do tamanho das estruturas cristalinas (grãos). Acima de uma determinada dimensão crítica do grão, o PZT-Y é menos estável, e portanto mais suscetível à transformação espontânea da fase tetragonal para a monoclinica. Grãos menores que 1 μm estão associados a uma taxa de transformação menor, porém quando menores que 0,2 μm a transformação não é possível, o que reduz a tenacidade à fratura (HEUER et al., 1982). Entendendo que o tamanho do grão é ditado pela temperatura e tempo de sinterização, ou seja, temperaturas altas e tempos de sinterização longos geram tamanhos de grãos maiores, esta etapa tem um enorme impacto na resistência final da PZT-Y (SUBBARAO, 1981).

A produção de PZT-Y pode ser realizada via usinagem a partir de um bloco totalmente sinterizado ou parcialmente sinterizado (a sinterização final ocorre após a usinagem, já prevendo a contração do material). Este último processo tem a vantagem de prevenir a transformação da fase tetragonal para a monoclinica induzida pelos estresses gerados durante a usinagem. A maioria dos fabricantes de PZT-Y não recomenda o desgaste por ajustes ou jateamento com óxidos justamente para evitar esta transformação de fases, apesar do aparente aumento da resistência. Por outro lado, os blocos usinados a partir de PZT-Y sinterizado demonstraram um conteúdo significativo de zircônia na fase monoclinica. A consequência pode ser uma maior susceptibilidade à degradação em baixa temperatura e menor confiabilidade (GUAZZATO et al., 2004a).

Devido às suas propriedades mecânicas e biocompatibilidade o uso do PZT-Y ganhou grande interesse no campo ortopédico como próteses de cabeça de fêmur, e odontológico como implantes dentários (KOHAL e KLAUS, 2004), pinos endodônticos, restaurações odontológicas como coroas, próteses fixas adesivas e convencionais e intermediários de implantes (MANICONE et al., 2007). Como implante, o fator estético do PZT-Y parece atraente quando comparado ao titânio. Preocupações pertinentes ocorrem em torno do potencial de osseointegração deste material, bem como da confiabilidade após o preparo com brocas para receber a coroa final em função de possíveis danos à integridade do implante. Quando comparado ao titânio, o PZT-Y apresentou contato de 67,4% entre implante e osso e que não foi estatisticamente não significativo em relação ao titânio que apresentou 72,9% (KOHAL et al., 2004). Avaliando a confiabilidade de implantes de corpo único preparados para receber coroa total com os não preparados, encontrou-se que a

fadiga não influenciou o tempo de vida de nenhum dos grupos sob cargas menores que 600 N (SILVA et al., 2009). Entretanto, os estudos clínicos avaliando o comportamento deste tipo de implante a longo-prazo são insuficientes, sendo o nível de evidência científica ainda baixo para a indicação rotineira (WENZ et al., 2008). Embora mecanicamente e biologicamente pareçam ser viáveis, ainda existe preocupação em relação à degradação em baixa temperatura.

A degradação em baixa temperatura dos policristais de zircônia tetragonal estabilizada por ítrio (PZT-Y) é atualmente uma grande preocupação no campo biomédico. Mais de 600.000 implantes de cabeça de fêmur foram colocados nas últimas décadas e recentes análises de implantes que falharam *in vivo* após um determinado tempo de uso mostraram o efeito da degradação em baixa temperatura na sobrevida dos mesmos. O envelhecimento da zircônia inicia-se na superfície e a transformação de fases de tetragonal para monoclinica é controlada pela água. A degradação resultante gera uma superfície áspera e com microtrincas que podem potencialmente levar ao desgaste e liberação de debris no organismo. A interação destas partículas com o sistema imune poderia estimular a reabsorção óssea osteoclástica. Embora novos agentes estabilizadores tenham surgido para a zircônia, acredita-se que a alumina reforçada por zircônia seja o futuro mais promissor para a zircônia como um biomaterial, pois é capaz de oferecer propriedades mecânicas elevadas bem como estabilidade (CHEVALIER et al., 2007).

2.2.3.2 - Avaliação *in vitro* da zircônia

Para conhecer o comportamento de uma cerâmica, é importante conhecer suas propriedades mecânicas e o modo de fratura inicialmente em estruturas simples (camadas planas) para depois testar formatos mais complexos como os das coroas e próteses fixas. Para entender a importância da porcelana de revestimento e da infra-estrutura cerâmica na resistência final de estruturas simples, Guazzato et al. testaram uma PZT-Y (DC-Zirkon, DCS Dental AG) revestida por uma porcelana feldspática (Vita D), porém, com o endentador exercendo a carga separadamente em cada material (GUAZZATO et al., 2004b). Quando o endentador contactava a porcelana de revestimento aplicada sobre a infra-estrutura o objetivo era simular a carga em uma coroa e quando contactava a infra-estrutura com a porcelana revestida sobre o lado oposto (do lado inferior, no sentido vertical), os autores buscavam

simular a carga indireta (tensão) que a porcelana sofre na região gengival de um conector de prótese fixa. Correlacionaram os testes com a análise de elemento finito e encontraram resistência flexural (1470 MPa) e módulo Weibull (9) significativamente superiores quando a infra-estrutura estava sob a porcelana (coroa), quando comparado à porcelana aplicada sob a infra-estrutura (140 MPa e 4, respectivamente). Nesta última situação, a análise de elemento finito revelou estresses de compressão na região da infra-estrutura logo abaixo do endentador e um pico de estresses mais elevado de tensão foi encontrado na interface porcelana/PZT-Y (simulando uma prótese fixa). Já quando o endentador contactou a porcelana sob a infra-estrutura, os estresses de tensão se distribuíram equitativamente pelo espécime, havendo uma concentração de estresses de compressão na porcelana logo abaixo da área de endentação.

Como o material da infra-estrutura parece ter um importante papel na confiabilidade e modo de fratura, testes de fadiga em água (KIM et al., 2007a) de estruturas em camadas planas comprovaram esta correlação ser verdadeira. Desta forma, uma liga nobre (P/Au) desenvolveu fraturas radiais, critério considerado como falha, mais rapidamente do que uma estrutura com maior módulo como o de paládio-prata e mesmo de PZT-Y. Nestes últimos grupos, os autores não encontraram trincas radiais porque o maior módulo de elasticidade de uma infra-estrutura metálica (PdAg) não permite a flexão da superfície oclusal submetida a carga e consequente estresse de tensão na interface porcelana/metal, o que causaria uma fratura radial. O mesmo ocorre com uma infra-estrutura cerâmica, porém, devido à ausência de caráter dúctil (i.e. capacidade de sofrer transformação plástica, propriedade de alguns metais), os estresses de tensão de um material de alto módulo e dureza (ex: alumina) são transferidos para a superfície de cimentação tornando-a suscetível à fratura catastrófica. Neste sentido, o PZT-Y, de módulo de elasticidade menor que o da alumina e tenacidade à fratura maior, é mais resistente à este tipo de fratura catastrófica.

Existe uma expectativa de melhor performance das porcelanas quando o trabalho manual é minimizado, a exemplo de uma porcelana prensada comparada a uma aplicada manualmente. Sugere-se que a prensagem introduz significativamente menos falhas, resultando em melhor resistência. Por sua vez, a aplicação manual é mais sensível à técnica e está sujeita às variações individuais de construção e protocolo de sinterização. Contudo, os testes de fadiga de coroas de PZT-Y (Kavo

Everest) recobertas com porcelana prensada (IPS e.max Zirpress, Ivoclar) comparada com a sinterizada (IPZ e.max Ceram, Ivoclar) não mostraram diferenças significativas entre ambos os grupos. Curiosamente, o modo de fratura mais comum envolveu apenas falha coesiva na porcelana de revestimento, sem expor a infra-estrutura de zircônia(TSALOUCHOU et al., 2008), revelando semelhança com o modo de fratura encontrado clinicamente. Não ocorreu fratura da infra-estrutura em nenhum dos grupos, sugerindo alta resistência do PZT-Y.

A correlação do método de fabricação com a quantidade de defeitos internos (porosidades) trouxe resultados surpreendentes em análises de microtomografia computadorizada (microCT). Uma coroa monolítica usinada via CAD/CAM, a partir de um bloco cerâmico (Ivoclar), contém de 1 a 17 poros em sua estrutura. Já uma infra-estrutura coberta por porcelana (Procera) apresentou de 10 a 37 poros, enquanto uma coroa feita apenas com porcelana prensada (IPS Empress) revelou ter de 103 a 621 poros em sua estrutura(NAKAMURA et al., 2007). A implicação clínica com relação a este tipo de defeito interno é que as porosidades reduzem a translucidez por dispersão de luz e também podem agir como iniciadores de trincas(CHEUNG e DARVELL, 2002).

Na comparação de coroas de PZT-Y (InCeram YZ) com coroas monolíticas (Vita Mark II), materiais altamente díspares em relação ao módulo de elasticidade, resistência flexural e tenacidade à fratura (todas superiores para o PZT-Y), o teste de resistência à fratura não mostrou diferenças significativas entre os grupos. Já a resistência à fadiga foi superior para as coroas monolíticas, porém o modo de fratura desta foi catastrófico e o das coroas de PZT-Y foi coesiva na porcelana de revestimento. Notou-se com estes resultados uma correlação não verdadeira de propriedades mecânicas superiores com maior resistência à fadiga e ressaltou-se que a porcelana sobre as infra-estruturas de PZT-Y parece ser o elo fraco deste tipo de sistema(ZAHRAN et al., 2008).

Na tentativa de prever a sobrevida de PPFs de 3 elementos, na região posterior, de diferentes materiais e desenhos (variação da área de secção dos conectores), por meio da análise em elemento finito, encontrou-se valores de estresse principal máximo na área gengival entre o pântico e o pilar de 85 MPa para o Empress 2, de 72 MPa para o Empress 1, de 130 MPa para o InCeram Alumina e de 125 MPa para zircônia, sendo esta considerada a área crítica destas reconstruções. PPFs em Empress 2 e PZT-Y apresentaram alto sucesso a longo-

prazo, enquanto Empress 1 e InCeram Alumina apresentaram alta probabilidade de falha, tornando-as contra-indicadas para PPFs. Notou-se que, quanto menor a área de conexão ($8,75\text{mm}^2$ comparados a 14mm^2), bem como a distância entre o pântico e o pilar (0,1mm comparado a 0,5mm) maior a probabilidade de falha (FISCHER et al., 2003).

O desenvolvimento de trincas subcrítico é causado pela quebra das ligações óxido-metal guiada pela água e parece variar entre os sistemas cerâmicos. Em uma série de trabalhos com o objetivo de conhecer o comportamento de próteses fixas, avaliou-se a resistência de diferentes materiais para confecção de infra-estrutura revestidos por porcelana, sob um teste de fratura rápida e fadiga e sob ambiente seco e aquoso (STUDART et al., 2007a; STUDART et al., 2007b; c). Encontrou-se que as trincas que penetram a porcelana de revestimento são defletidas da infra-estrutura quando a tenacidade da interface é menor do que a tenacidade do material da infra-estrutura. Desta forma, sugeriram que próteses fixas feitas de Empress 2/IPS Eris não seriam capazes de suportar cargas na região posterior, enquanto que a zircônia InCeram Zirconia/VM7 (infiltrado de vidro de alumina reforçada por zircônia) e TZP-Cercon S (PZT-Y) seriam os materiais ideais e capazes de prover longevidade clínica. O tipo de falha encontrada neste último grupo comumente expõe a infra-estrutura, todavia, sem fraturá-la na fadiga. O desenvolvimento de trincas ocorreu mais rápido na presença da água, porém a fadiga foi feita na infra-estrutura de PZT-Y sem revestimento da porcelana. Enquanto que trabalhos simulando a estrutura da prótese fixa são capazes de trazer informações primárias para o conhecimento do material, a extrapolação dos resultados para a clínica é fortemente arriscada, especialmente no caso desta série de trabalhos onde os espécimes possuíam a forma de barras retangulares (4 mm x 5 mm x 50 mm), sem o uso de um substrato de cimentação e enfim representavam de uma maneira limitada a complexidade geométrica de uma prótese. Como resultado, o tipo de falha obtido, especialmente com o PZT-Y não simulou o tipo de falha encontrado clinicamente, ou seja, fratura coesiva da porcelana de revestimento, como se verá mais adiante.

Existe uma série de trabalhos avaliando a resistência à fratura de infra-estruturas de próteses fixas revestidas por porcelana. Os resultados normalmente indicam aumento progressivo da resistência à fratura para as cerâmicas vítreas preenchidas com partículas (infiltrados de vidro de alumina e zircônia), sendo a mais expressiva encontrada para as cerâmicas policristalinas à base de alumina e

principalmente de PZT-Y(TINSCHERT et al., 2001). Quando a fadiga é incorporada previamente à aplicação de carga estática em próteses fixas com infra-estrutura de PZT-Y, de diversas marcas e técnicas de fabricação, os achados e conclusões são similares quando a carga de fadiga varia entre 49 a 100 N. Independente da natureza do substrato ser de metal(BEUER et al., 2008; SUNDH et al., 2005) ou dente humano(ATT et al., 2007), notou-se que as próteses fixas (pôntico no molar) sobreviveram aos 100.000 ou até 1.200.000 ciclos e que a fadiga não influenciou a resistência à fratura dentro deste espectro de carga aplicado. Ainda, a falha final inclui a fratura da infra-estrutura de zircônia, algo comum neste tipo de teste, mas raramente observado clinicamente. Devido aos altos valores de resistência à fratura encontrados (superior a 1.000 N), as conclusões normalmente direcionam o raciocínio para o potencial uso clínico destas infra-estruturas em próteses fixas na região posterior(ATT et al., 2007; BEUER et al., 2008; SUNDH et al., 2005). Exceções ocorrem, como por exemplo, na avaliação de próteses fixas de quatro elementos (pônticos de segundo pré molar e primeiro molar) onde encontrou-se uma degradação da resistência à fratura após fadiga com cargas de 100 a 200 N, após 1 milhão de ciclos. O tipo de fratura mais comum, encontrado em 95% dos espécimes, foi fratura catastrófica da infra-estrutura de zircônia (Cercon). Neste mesmo estudo, a análise de elemento finito revelou que o local de mais alto estresse de tensão ocorreu na embrasura gengival do conector entre o pré molar e o molar(KOHORST et al., 2008).

A prótese parcial fixa metalocerâmica é a opção de tratamento mais utilizada e comum para grande parte dos clínicos(ATT et al., 2007). Assim, o conhecimento e teste de um novo sistema cerâmico deveria ser norteado por comparações com o sistema metalocerâmico, conhecido como padrão-ouro devido a longevidade que este tipo de prótese oferece à odontologia reabilitadora. São escassos os trabalhos de laboratório utilizando testes capazes de simular as falhas encontradas clinicamente comparando um sistema totalmente cerâmico com o metalocerâmico. O conhecimento apenas da resistência à fratura dos sistemas, ainda que precedido pela fadiga, é fator ilusor no julgamento e extrapolação do desempenho clínico. Assim, as propriedades relevantes são apresentadas na tabela abaixo e discutidas na seção “Fatores que influenciam a longevidade”.

Material	Nome Comercial	Módulo de Elasticidade (GPa)	Dureza (GPa)	Tenacidade à fratura (MPa.m ^{1/2})	Resistência
Porcelana	Mark II	68	6.4	0.92	130
Cerâmica vítrea	Empress II	104	5.5	2.9	320
Infiltrado de vidro (Alumina)	InCeram Alumina	270	12.3	3	500
Infiltrado de vidro (Zirconia)	InCeram Zirconia	245	13.1	3.5	245
Alumina	Procera Alumina	400		4.48	687
Zirconia (PZT-Y)	Prozyr	205	12	5.4	1450
Zirconia (PZT-Y)	Lava	210	13.5	5 a 10	1100
Dentina		15 - 20	0.6	3.1	

Tabela 1) Valores de módulo de elasticidade, dureza, tenacidade à fratura e resistência de sistemas cerâmicos comumente utilizados e da dentina. Adaptada de (THOMPSON e REKOW, 2004), (REKOW e THOMPSON, 2007) e (REKOW et al., 2007).

3. Sistema Metalocerâmico

Desenvolvido em 1962, o sistema metalocerâmico é usado em 70 a 80% das próteses fixas. As vantagens principais deste sistema são a previsibilidade de performance estrutural, versatilidade, e o fato de que menos conhecimento é requerido para o seu uso. A maioria dos clínicos desconhece as ligas metálicas e propriedades das restaurações metalocerâmicas que o laboratório provê, de tal sorte que qualquer sistema é normalmente indicado e adequado tanto para uma restauração unitária anterior, bem como para uma prótese fixa posterior de vários elementos. Especula-se que existam 3 fatores principais que permitem ao metal conferir longevidade para a porcelana de revestimento: primeiro, o metal deve influenciar na distribuição de estresses na porcelana, especialmente nas superfícies e interfaces; segundo, onde estes estresses se desenvolvem, o metal bem unido à cerâmica possivelmente oferece resistência ao desenvolvimento da trinca e terceiro, o metal impede a passagem de água para a trinca, eliminando o crescimento da trinca assistido pela água (KELLY, 2004).

A liga de PdAg é uma das mais comumente usadas em odontologia devido à sua alta resistência, módulo de elasticidade, dureza e resistência à corrosão(WATAHA e MESSER, 2004). Estas propriedades fazem dela uma liga especialmente apropriada para próteses parciais fixas. Quando submetidas à fadiga, estruturas de cerâmica em camadas semelhantes às coroas com infra-estruturas de PdAg e PZT-Y (Lava-3M), não resultaram em fratura radial, quando comparadas ao PdAu, o que representaria falha do sistema. Portanto, uma liga com módulo de elasticidade e dureza mais altos, como PdAg, não facilita a flexão da infra-estrutura metálica e tensão da porção inferior da porcelana de cobertura, agindo então como um “escudo” contra as forças de tensão comumente responsáveis pelas trincas radiais(KIM et al., 2007a).

O alto custo das ligas nobres para uso em restaurações metalocerâmicas estimulou o interesse e a aceitação de ligas alternativas. Um estudo clínico multicentro de 10 anos (ANDERSON et al., 1993)comparou o desempenho clínico de ligas de níquel-crômio-berílio (Ticon), níquel crômio sem berílio (Microbond N/P2 e Ceramalloy II) e paládio-prata (Willceram W-I) aleatoriamente colocadas em um lado do arco dentário para comparação com a liga controle de ouro-paládio (Olympia), obrigatoriamente posicionada no outro lado do arco. As restaurações em ambos os

lados eram ou próteses fixas, ou coroas, ou uma combinação. A partir dos critérios clínicos avaliados verificaram que a liga alternativa Ceramalloy foi inferior às demais, resultando em um número significativo de falhas após 2 anos de serviço. As ligas Willceram e Ticon foram ligeiramente inferiores à liga controle Olympia e a liga Microbond N/P2 não apresentou diferença significativa em relação a esta última.

Existe uma série de estudos clínicos avaliando a longevidade de restaurações metalocerâmicas. A variedade nos critérios de falha, nos tipos de restauração (metalocerâmica e metaloplástica) e no desenho do estudo (retrospectivo, prospectivo, controlado randomizado) dificulta a comparação direta entre eles, o que justifica a disparidade dos resultados, apesar da endêmica confiança na performance positiva do sistema metalocerâmico(OZCAN, 2003). Desta forma, revisões sistemáticas de estudos controlados randomizados seriam capazes de fornecer o padrão ouro em termos de evidência científica e possibilitar aos clínicos oferecer aos pacientes tratamentos que efetivamente foram avaliados com critério, em um número soberbo de pacientes e em diferentes localidades. A revisão sistemática é capaz de integrar a informação existente e prover dados para estabelecer se os achados científicos são consistentes e se podem ser generalizados em várias populações, localidades e variações de tratamento(RICHARDS e LAWRENCE, 1995).

Notando que desde a época em que as próteses parciais fixas sobre implantes passaram a ser um tratamento rotineiro e portanto amplamente indicadas, torna-se surpreendente o achado de uma revisão sistemática de que até 2004 não havia sequer um estudo clínico controlado aleatório comparando próteses parciais fixas sobre implantes com reconstruções convencionais dento-suportadas. Assim sendo, a revisão sistemática foi feita com artigos prospectivos e retrospectivos com pelo menos 5 anos de acompanhamento e uma série de critérios de inclusão rígidos(PJETURSSON et al., 2004). Os 21 estudos incluídos somavam 3,549 implantes de 5 diferentes fabricantes (Astra Tech, Bioceram, ITI System, Branemark System) e 1.289 próteses parciais fixas metalocerâmicas e metaloplásticas. A estimativa de proporção de sobrevida dos implantes foi de 95,4 % após 5 anos e de 92,8 % após 10 anos. Dentre os sistemas avaliados, o Branemark System apresentou resultados de sobrevida significativamente abaixo da média em relação aos outros. Já a proporção de sobrevida das próteses parciais fixas foi de 95 % após 5 anos. A complicação técnica mais comum nestas foi a fratura do material de

revestimento, em torno de 13,2 % após 5 anos e significativamente mais frequente nas metaloplásticas do que nas metalocerâmicas (proporção de sobrevida de 96,6 % comparado a 90,4 % após 5 anos). Aos 10 anos, a proporção de sobrevida das próteses implanto-suportadas caiu para 86,7 %. Em vista das complicações observadas, é fundamental que o clínico aceite e informe o paciente que o tratamento com implantes requer uma quantidade significativa de tempo a ser despendido no futuro com manutenção.

O tipo de prótese também tem enorme influência na sobrevida e taxa de complicação das restaurações metalocerâmicas. Uma revisão sistemática comparou a performance de próteses fixas convencionais dento-suportadas, em cantilever, somente implanto-suportadas, implanto e dento-suportadas e de coroas unitárias implanto-suportadas (PJETURSSON et al., 2007a). A sobrevida (permanência da prótese no local com ou sem modificação) de próteses fixas convencionais foi de 93,8 % em 5 anos e 89,2 % em 10 anos. Neste mesmo grupo, ao separar as próteses metalocerâmicas (5 estudos totalizando 1163 próteses) das metaloplásticas de resina e ouro (6 estudos, 1753 próteses) encontraram uma sobrevida não significativamente diferente para as metalocerâmicas (89,1%) comparada às metaloplásticas (86,3 %) ao longo de 10 anos. Aos 5 anos, a sobrevida para as próteses em cantilever foi de 91,4 %, caindo para 80,4 % aos 10 anos. Quando sobre implantes, as próteses fixas apresentaram uma sobrevida de 95,2 % e 86,7 % aos 5 e 10 anos, respectivamente. Para esse grupo, a sobrevida das metalocerâmicas (96,7%) foi significativamente maior do que a das metaloplásticas (90,4 %) aos 5 anos. Ao combinar uma prótese sobre implante e dente a sobrevida aos 5 anos foi de 95,5 %, caindo drasticamente para 77,8% aos 10 anos. As coroas unitárias sobre implantes mostraram sobrevida de 94,5 % aos 5 anos e de 89,4 % aos 10 anos. Ao avaliar somente as restaurações metalocerâmicas, a menor taxa anual de falhas foi vista para as próteses e coroas sobre implante. Tanto as próteses convencionais quanto as em cantilever apresentaram taxa anual de falhas significativamente maiores. Contudo aos 10 anos, a menor taxa anual de falha foi detectada para as coroas sobre implantes e próteses convencionais dento-suportadas. Próteses em cantilever e combinação de suporte dente-implante apresentaram as mais altas taxa de falha anual em 10 anos. Quando distribuíram as próteses pelo índice de sucesso (sem alteração e sem qualquer complicação por todo o período observado), notaram que proporção de sucesso da prótese fixa

convencional de 84,3 % foi significativamente maior que o da implanto-suportada (61,3 %) em 5 anos. As complicações técnicas foram significativamente maiores nas próteses implanto-suportadas em relação às convencionais. Fratura da porcelana de revestimento, soltura do parafuso ou intermediário e perda de retenção foram as complicações técnicas mais encontradas. A implicação clínica e mensagem desta revisão sistemática reflete diretamente no planejamento protético e sugere que as reabilitações deveriam preferencialmente incluir próteses dento-suportadas, implanto-suportadas e coroas unitárias implanto-suportadas. Somente por razões anatômicas ou de preferência do paciente e como segunda opção, deveria-se optar pelas próteses dento-suportadas em cantilever ou a combinação implante e dente.

Ao se comparar o PZT-Y ao metal para infra-estrutura de uma prótese fixa, alguns questionamentos clínicos devem ser ponderados. Imaginando uma futura recessão gengival, por exemplo, uma margem exposta de metal pode ser mais desagradável sob o ponto de vista estético do que uma margem de zircônia, imaginando que um ombro cerâmico não foi utilizado no sistema metalocerâmico. Possíveis reações gengivais do tecido em contato com metal também podem ser minimizadas com um material totalmente cerâmico. Contudo, se for necessário o uso de sistemas de encaixes de precisão, a maioria dos laboratórios têm soluções para as próteses metalocerâmicas enquanto que os sistemas totalmente cerâmicos ainda não possibilitam o uso deste recurso. Ainda o custo de um sistema totalmente cerâmico é maior do que o metalocerâmico, algo que tende a diminuir com o desenvolvimento de dispositivos de usinagem de menor custo (CHRISTENSEN, 2007).

Supondo-se que o material de escolha do dentista para uma restauração a ser feita nele mesmo representa a sua sabedoria acumulada a respeito dos materiais, então seria interessante conhecer quais seriam suas preferências. Assim, revelou-se em uma pesquisa feita na internet respondida por dentistas norte-americanos (ROSENSTIEL et al., 2004) que de 566 dentistas com 5 ou mais restaurações em molares, 78% (442) tinham pelo menos uma restauração de amálgama, 16% (88) possuíam restaurações de ouro e apenas 7% (36) possuíam restaurações estéticas das quais 4% (20) eram totalmente cerâmicas. Em suma, encontraram que a maioria dos dentistas não substituiu suas próprias restaurações metálicas por alternativas estéticas e que muitos deles ainda selecionam opções não estéticas para um número significativo das suas próprias restaurações.

4. Aspectos clínicos dos sistemas totalmente cerâmicos

O uso dos sistemas cerâmicos utilizados atualmente trouxe o conhecimento sobre as suas limitações, sendo evidente que eles não podem ser indicados para todas as situações clínicas. Apesar do progressivo aumento na resistência, a fratura da porcelana de revestimento e/ou infra-estrutura cerâmica ainda é a complicação mais comum. Entre as complicações de menor porte se encontram fratura coesiva da porcelana, necessidade de tratamento endodôntico, descimentação e cárie (CONRAD et al., 2007).

4.1 – Taxa de sobrevivência

Serão citados nessa sessão os principais trabalhos clínicos envolvendo infra-estruturas de PZT-Y, bem como revisões sistemáticas recentes que compararam a sobrevida e taxas de complicação dos sistemas totalmente cerâmicos com o metalocerâmico, sob diferentes suportes (implante e dente) e em diferentes áreas (anterior e posterior). É marcante a atenção que o PZT-Y têm recebido em uma série de estudos clínicos, certamente de forma jamais vista para outro material totalmente cerâmico na área da prótese (KELLY, 2007).

4.1.1 – Coroas unitárias suportadas por dente ou implante

Na comparação em uma revisão sistemática (PJETURSSON et al., 2007b) das taxas de sobrevivência de coroas unitárias convencionais totalmente cerâmicas com as metalocerâmicas, encontrou-se que não existem trabalhos clínicos aleatórios controlados comparando os dois sistemas. Além do mais, os autores se surpreenderam com o fato de as coroas metalocerâmicas, usadas há quase 40 anos, serem consideradas o padrão-ouro, uma vez que encontraram apenas 6 estudos avaliando o seu comportamento clínico a longo prazo, dos quais 4 haviam sido publicados nos últimos 4 anos. O ano médio das publicações para as coroas totalmente cerâmicas foi 2000, enquanto que para as metalocerâmicas foi 2003. Quando considerada somente a região anterior, a taxa de fracasso em 5 anos para as aluminas densamente sinterizadas (3,3 %), infiltrados de vidro (3,3 %) e cerâmicas vítreas reforçadas (4,1 %) foram baixas e não significativamente diferentes das metalocerâmicas. Todavia, na região posterior, somente as aluminas densamente sinterizadas e as cerâmicas de dissilicato de lítio apresentaram taxas

de sobrevivência equivalentes às das metalocerâmicas. As cerâmicas vítreas e os infiltrados de vidro apresentaram taxas de sobrevida significativamente inferiores quando comparadas às metalocerâmicas na região posterior. A complicação biológica mais comum foi a perda de vitalidade pulpar, com incidência idêntica (2,1 %) entre coroas metalocerâmicas e totalmente cerâmicas. Já a complicação técnica mais comum para estas últimas foi a fratura da infra-estrutura (85 % das falhas). Nas metalocerâmicas encontrou-se uma incidência de fratura da porcelana de 0,4 % em 5 anos. Neste mesmo período de observação, 2,8 % das coroas cerâmicas descimentaram, sendo que o mesmo ocorreu em apenas 0,7 % das metalocerâmicas.

Ao avaliar as taxas de sobrevivência e de complicações em coroas unitárias sobre implantes, uma revisão sistemática revelou não existir nenhum trabalho clínico controlado aleatório comparando os tratamentos com implantes com o tratamento convencional (JUNG et al., 2008b). Sendo assim, a revisão foi feita com estudos retrospectivos e prospectivos. Das 1530 coroas unitárias descritas em 26 artigos, 75 % eram metalocerâmicas, 18 % totalmente cerâmicas e o restante em ouro-acrílico. Somente 12 % das coroas eram do tipo parafusadas e 88 % cimentadas. Investigando a incidência das complicações nos tecidos moles e perda óssea maior que 2 mm nestes dois últimos grupos, não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas. De uma forma geral, a sobrevida das coroas após 5 anos foi alta, totalizando 94,5 %. Ao comparar as coroas metalocerâmicas com as totalmente cerâmicas, verificou-se uma taxa de sobrevida significativamente maior para a primeira (95,4 %) em relação à segunda (91,2 %). A complicação técnica mais comum foi a soltura do parafuso do intermediário, com incidência acumulada de 12,7 % aos 5 anos, seguida da descimentação (5,5 %) e em terceiro a fratura da porcelana de revestimento (4,5 %). A incidência acumulada de fratura da infra-estrutura foi de 3 % nas coroas cerâmicas aos 5 anos.

4.1.2 – Próteses parciais fixas

Em um acompanhamento clínico, com tempo médio de 31,3 meses, das 20 próteses fixas convencionais posteriores com infra-estruturas de PZT-Y (Lava – 3M Espe), 5 apresentaram fratura coesiva da porcelana de revestimento (RAIGRODSKI et al., 2006). Discutiu-se que os possíveis motivos para estas falhas adviessem ou das propriedades mecânicas da porcelana feldspática ou da curva de aprendizado

do ceramista. Como as fraturas coesivas da porcelana ocorreram especialmente nos segundos molares, os autores questionaram o uso do PZT-Y e citaram que aspectos biomecânicos deveriam predominar sobre qualquer consideração estética na seleção de um material nesta área. Já próteses fixas instaladas na região posterior, feitas em infiltrado de vidro de alumina reforçado por zircônia (In-Ceram Zirconia, Vita), não apresentaram complicações clínicas do tipo fraturas em um estudo prospectivo de 3 anos. Das 18 próteses fixas instaladas, apenas uma falhou devido à fratura radicular, resultando em uma taxa acumulada de sucesso de 94,5 % após 3 anos (SUAREZ et al., 2004).

A principal complicação técnica encontrada em próteses fixas convencionais posteriores de 3 a 5 elementos de PZT-Y (Cercon, DeguDent) foi a fratura coesiva da porcelana de revestimento presente em 15,2 % dos casos após 5 anos (SAILER et al., 2007a). Quando somado à complicação biológica de cárie secundária e às desadaptações marginais, este sistema resultou em uma taxa de sobrevida de 73,9 %. Porém, dois estudos clínicos envolvendo o uso de próteses fixas convencionais de PZT-Y, publicados no ano seguinte, merecem atenção especial. Em um deles, com acompanhamento de 5 anos de próteses fixas convencionais de 3 elementos na região posterior (Denzir) apresentou taxa de sobrevida de 100 %, ou seja, todas as reconstruções se apresentaram intatas na avaliação de 5 anos (MOLIN e KARLSSON, 2008). No segundo, 15 próteses anteriores e 50 posteriores de 3 a 5 elementos, em PZT-Y (DC-Zirkon) foram acompanhadas por 3 anos (TINSCHERT et al., 2008). Encontraram 6 % de falhas coesivas de pequenas dimensões na porcelana de cobertura, de tal sorte que somente o polimento pôde resolver a fratura sem comprometer a estética. Ambos estudos, com baixa ou nenhuma ocorrência de fratura na porcelana sobre a infra-estrutura de PZT-Y, ressaltaram que este tipo de falha possivelmente ocorre devido à falta de suporte provido pela infra-estrutura. Os dois estudos utilizaram um desenho de infra-estrutura que acompanhava a anatomia dentária e, teoricamente, assegurava melhor uniformidade de espessura, suporte e distribuição de esforços na porcelana. Embora nenhum deles tenha avaliado em paralelo uma infra-estrutura sem este desenho como controle, enfatizaram veementemente a importância deste aspecto.

Quando avaliou-se próteses fixas de PZT-Y sobre implantes em um estudo clínico, 54 % das próteses do sistema Denzir e 8 % do Inceram Zirconia apresentaram falha coesiva da porcelana de revestimento em apenas 1 ano de

acompanhamento. Os autores concluíram que o desempenho do primeiro sistema foi inaceitável clinicamente (LARSSON et al., 2006). Curiosamente, o estudo citado no parágrafo acima (MOLIN e KARLSSON, 2008) não encontrou nenhuma falha em 5 anos, utilizando o mesmo material (Denzir) e técnica de processamento nas próteses dento-suportadas. As possíveis explicações para o melhor desempenho neste último estudo incluíram diferenças no tipo de suporte (implante versus dente), diferenças no manuseio do técnico de laboratório e no desenho anatômico da infra-estrutura que proveu suporte sólido à porcelana de revestimento.

A taxa de fracasso de próteses fixas convencionais totalmente cerâmicas dento-suportadas, avaliadas em uma revisão sistemática, foi 2,11 vezes maior que a da metalocerâmica (SAILER et al., 2007c). Falha catastrófica da infra-estrutura e da porcelana de revestimento foram os principais modos de fratura das cerâmicas vítreas e infiltrados de alumina. Contudo, nenhuma fratura de infra-estruturas em PZT-Y foi observada, indicando a maior estabilidade mecânica deste material cerâmico em relação aos demais. As falhas neste caso ocorreram devido à fratura coesiva da porcelana de revestimento. Com relação às complicações técnicas e biológicas, não foram observadas diferenças estatisticamente significativas entre próteses fixas metalocerâmicas e totalmente cerâmicas. Deve-se, entretanto, manter em mente que os estudos com períodos de observação mais longos (8 anos) são os das metalocerâmicas, comparado à média de 3,8 anos para as próteses totalmente cerâmicas, implicando cautela na interpretação, uma vez que, as falhas poderiam aumentar com o tempo neste último grupo.

Em vista do exposto acima, nota-se que são raros os trabalhos clínicos de acompanhamento a longo prazo avaliando a sobrevida das próteses totalmente cerâmicas sobre implante, especialmente comparando estas com as metalocerâmicas. Um estudo clínico controlado aleatório em andamento (2 anos) envolvendo 900 próteses fixas posteriores de 3 elementos comparando infra-estruturas metalocerâmicas e de zircônia, sobre suporte dentário, traz resultados animadores quanto à performance da infra-estrutura, sendo a porcelana de revestimento ainda um problema. Dos 3 sistemas metalocerâmicos (Captek, Ceramco 3, Argen 65 F) e 5 de zircônia avaliados (Cercon, IPS e.max ZirCAD, Lava e Everest cobertas com 2 tipos diferentes de porcelana de revestimento), as menores taxas de fracasso foram igualmente encontradas para a porcelana CZR Press (Noritake) prensada sobre a infra-estrutura de zircônia (Everest) e a

metalocerâmica (alto conteúdo de ouro e sem prata, Argen 65 F) com porcelana prensada (Pulse Interface, Jensen). Contudo, avaliando todos os grupos, a fratura da porcelana de revestimento foi 5 vezes mais prevalente sobre as infra-estruturas de zircônia quando comparadas às metalocerâmicas (CHRISTENSEN, 2008).

4.2 – Fatores que influenciam na longevidade

Serão descritos nesta sessão fatores relacionados apenas ao sistema restauração-cimento-dente entendidos sob a óptica da ciência de materiais. Aspectos biológicos (cárie, doença periodontal, peri-implantite) não são o foco desta revisão, embora de suma importância na compreensão holística dos fatores que influenciam a longevidade. Também a importância do tipo de prótese (implanto ou dente-suportada, cantilever, etc.), bem como a escolha do material, que já foi abordada na sessão anterior.

Na tentativa de prever os fatores que afetam a longevidade deve-se considerar o material que compõe a restauração como parte de um sistema, composto pelo substrato que a suporta e uma linha de cimento, onde as propriedades individuais influenciam na performance do sistema. Dessa forma deve-se entender que a resistência e a sobrevida são influenciadas por condições iniciais (propriedades do material selecionado e desenho da prótese), detalhes da fabricação (modo de usinagem, jateamento com óxido de alumínio, ajustes feitos pelo clínico), condições do ambiente (material que compõe o pilar, tipo de cimento, umidade) e a função mastigatória (magnitude da carga, direção). Embora exista muita informação nesse campo, o efeito da geometria complexa das coroas e próteses fixas permanece uma área vasta para investigação (REKOW e THOMPSON, 2007).

Ao selecionar o material para uso na reconstrução protética, quatro propriedades mecânicas que influenciam a fratura e portanto a longevidade clínica deveriam ser consideradas pelo clínico. São elas a resistência, o módulo de elasticidade, a dureza e a tenacidade à fratura (REKOW et al., 2007). Quando a resistência de um material aumenta, de uma forma geral, a taxa de fracasso diminui. Considerando que 1 % de deformação é capaz de levar as cerâmicas à fratura, um módulo de elasticidade elevado aumenta a força necessária para esta deformação. Também a dureza, definida como a capacidade de um material resistir localmente à deformação plástica, é importante quando se ressaltam as falhas iniciadas no ponto

de aplicação de carga. Por fim, a tenacidade à fratura, que mede a resistência à propagação de uma trinca é fator importante e merece comparação com os metais que possuem tenacidade maior que $50 \text{ MPa.m}^{1/2}$ comparado a 1 a $7 \text{ MPa.m}^{1/2}$ para as cerâmicas. Embora todas essas propriedades sejam importantes, existem materiais onde estas propriedades não afetam de maneira linear a performance clínica, como exposto acima e não devem ser consideradas isoladamente. Um dos fatores mais importantes é a espessura do material, algo controlado, em parte, pelo dentista durante o preparo dentário, que quando aumentada, aumenta dramaticamente a carga necessária para o início de uma falha (REKOW et al., 2006). Também importante é o material que compõe o retentor (THOMPSON e REKOW, 2004). Um estudo clínico clássico demonstrou que a disparidade de rigidez entre a cerâmica e um pilar de prótese preparado em dentina ou resina composta (núcleo de preenchimento), resulta em pobre suporte à coroa, especialmente na área de cimentação que se torna mais suscetível aos estresses de tração. Em contrapartida, estes estresses que levam ao desenvolvimento da trinca radial, e consequentemente à falha catastrófica da coroa foram significativamente reduzidos na presença de um núcleo metálico fundido, que possui maior módulo de elasticidade que a dentina (MALAMENT e SOCRANSKY, 1999). Estudos em laboratório de fadiga comprovam este achado clínico (KIM et al., 2007b).

Do ponto de vista estrutural, o cimento que preenche o espaço entre o pilar e a coroa com módulo de elasticidade variando de 3 a 10 GPa é o elemento mais frágil no sistema dente-cimento-restauração. Existe uma grande preocupação com a espessura da linha de cimento que as restaurações feitas em CAD/CAM produzem, especialmente em áreas com ângulos menos arredondados, como ocorre na região das cúspides (REKOW e THOMPSON, 2005). A espessura da camada de cimento e o envelhecimento deste têm influência na confiabilidade de sistemas cerâmicos quando testados em camadas planas. Amostras de Dicor (camadas planas compostas por um substrato, cerâmica e cimento resinoso fazendo a união) não armazenadas em água com espessura de cimento resinoso menor e maior que 100 μm não apresentaram diferenças na confiabilidade (teste de fadiga) entre si. Entretanto, quando armazenadas em água por 60 dias, os espécimes com camada de cimento por volta de 100 μm apresentaram confiabilidade menor do que quando a espessura era menor que 100 μm . É possível que a absorção de água e degradação do cimento resinoso na interface com a cerâmica vítrea tenha um importante papel

na menor confiabilidade encontrada para a camada de cimento mais espessa(SILVA et al., 2008).

O jateamento com óxido de alumínio é um procedimento comum para limpeza e remoção do revestimento, bem como para criação de microretenções na superfície de cimentação. Entretanto, este procedimento introduz danos na cerâmica, expressados na forma de verdadeiras microtrincas, em região crítica, i.e. superfície de cimentação, que é desafiada por estresses de tensão durante a função mastigatória, pouco tolerados pelos materiais cerâmicos. Sob fadiga, demonstrou-se uma queda de 20 e 30 % na resistência de cerâmicas submetidas ao jateamento com óxido de alumínio (50 µm) em alumina e PZT-Y, respectivamente. A magnitude do dano chama especial atenção na queda da resistência da zircônia que possui tenacidade à fratura superior a alumina, e especialmente pelo fato de que mesmo o efeito da transformação da tenacidade que ocorre na zircônia pela transformação de fases (tetragonal para monoclinica) quando submetida a estresses (jateamento), não é capaz de compensar a queda da resistência causada pelas microtrincas criadas durante o jateamento. A mensagem deixada por estes trabalhos tanto para os clínicos quanto para os técnicos de laboratório é que os tratamentos da superfície com jateamento deveriam ser minimizados sempre que possível. Sugeriram o uso de abrasivos com formato esférico e mais macios como uma possibilidade futura(ZHANG et al., 2004; ZHANG et al., 2006).

Como alternativa ao jateamento, tratamentos não destrutivos têm sido investigados para estas cerâmicas ácido-resistentes. Teoricamente, a cimentação adesiva tem o potencial de minimizar as falhas presentes na superfície de cimentação, melhorando sua resistência à fratura(BLATZ et al., 2003). Os procedimentos adesivos dos cimentos resinosos às cerâmicas à base de feldspato, leucita e dissilicato de lítio são bem estabelecidos e incluem a criação de retenção micromecânica pelo ácido fluorídrico seguido da aplicação de silano. Estes procedimentos não são viáveis em uma porcelana policristalina resistente ao ataque ácido como o PZT-Y. Uma possível alternativa inclui o uso de um monômero funcional ácido (Metilcryloyloxydecyl Dihydrogen Phosphate – MDP), capaz de aderir diretamente a óxidos metálicos como o cromo, alumínio, titânio e zircônia. Mais recentemente, a adição de uma superfície porosa que oferece retenção micromecânica na superfície de cimentação da zircônia, feita pelo próprio fabricante, foi explorada e merece atenção. Esta abordagem inclui a cobertura da superfície de

cimentação da peça protética em PZT-Y já sinterizada de uma mistura contendo pó de zircônia e um formador de poros que é eliminado em uma sinterização subsequente, produzindo esta superfície porosa que provê retenção mecânica para o cimento. Mesmo depois de armazenada em água por 90 dias a resistência adesiva (teste de cisalhamento) foi mantida (PHARK et al., 2009). Tratamentos químicos também parecem apresentar um futuro promissor, uma vez que são capazes de ativar a superfície sem polaridade da zircônia, via hidroxilação (LOHBAUER et al., 2008).

Os parâmetros de forma da infra-estrutura propostos para as coroas metalocerâmicas foram negligenciados, de uma forma geral, para as coroas totalmente cerâmicas. A modificação da infra-estrutura com acréscimo de uma cinta lingual estendendo-se 2mm acima da margem gingival com espessura de 1mm, até a região interproximal foi sugerida para coroas posteriores em PZT-Y com o intuito de prover melhor suporte à porcelana de revestimento. Tal modificação surgiu em virtude do alto índice de falhas coesivas na porcelana observada pelos autores, ocorrendo meses ou poucos anos após o uso clínico, mas com alta frequência. Lembrando que recomendações de modificação não deveriam ser feitas a esta altura, uma vez que os dados clínicos não foram sistematicamente observados e não se avaliou um grupo controle sem modificação do desenho, os autores sugeriram que estudos investigassem o desenho utilizado (MARCHACK et al., 2008). Neste mesmo ano, chama-se mais uma vez atenção para estudos clínicos envolvendo próteses fixas posteriores com infra-estruturas de PZT-Y que encontraram reduzida (TINSCHERT et al., 2008) ou nenhuma (MOLIN e KARLSSON, 2008) taxa de fracasso da porcelana de revestimento e nenhuma fratura da infra-estrutura. Como ambos estudos avaliaram uma infra-estrutura com desenho modificado, embora sem compará-lo a um grupo controle, especula-se que grande parte da redução das taxas de fracasso ocorreram em virtude do desenho que proveu melhor suporte à porcelana de revestimento. Estudos futuros investigando a influência de diferentes desenhos na sobrevida de próteses fixas parecem ser necessários. Uma abordagem recente que avaliou o efeito da modificação da infra-estrutura em coroas de infiltrado de vidro de alumina comparadas à metalocerâmicas constitui um passo inicial para o melhor entendimento da importância do desenho da infra-estrutura. A modificação constituía da incorporação de uma cinta lingual de 2 mm de altura conectada a um poste proximal de 3,5 mm. Quando comparada ao desenho

convencional, a modificação aumentou significativamente a resistência à fratura para ambos os grupos, sendo o comportamento individual significativamente diferente entre eles, aumentando progressivamente das coroas cerâmicas de infiltrado de vidro sem modificação para as modificadas e metalocerâmicas convencionais e modificadas(BONFANTE et al., 2009).

O desenho do conector tem um importante papel na probabilidade de fratura das próteses fixas. A análise de elemento finito de uma cerâmica experimental à base de dissilicato de lítio submetida a 100 N de carga revelou um maior pico de estresses de tensão na embrasura gengival com um raio de 0,25 mm (21 MPa) comparada àquela com raio de 0,45 mm (16,1 MPa). A estimativa de confiabilidade mostrou uma resistência característica de 987 N e 735 N para a embrasura gengival com o conector de raio de 0,9 e 0,25, respectivamente. A trinca normalmente iniciava no centro da embrasura gengival, no sentido vestibulo-lingual e mudava em direção à margem do dente pilar(OH et al., 2002).

4.3 – Translucidez

Compreendendo que a força motivacional do desenvolvimento dos sistemas totalmente cerâmicos é a biocompatibilidade e especialmente sua superior propriedade estética quando comparado ao sistema metalocerâmico, sabe-se que a maioria dos sistemas são recomendados com base na sua translucidez. Esta pode ser afetada por vários fatores, incluindo espessura, conteúdo cristalino e número de cocções. Vale ressaltar que a redução do conteúdo vítreo na busca de sistemas mais resistentes invariavelmente leva à degradação das propriedades estéticas. Comparando a translucidez de alguns sistemas totalmente cerâmicos com o metalocerâmico, onde a infra-estrutura e a porcelana de revestimento foram aplicadas simulando as espessuras clinicamente relevantes, encontrou-se que apenas os sistemas com maior conteúdo vítreo (In-Ceram Spinell, Empress, Empress 2, Procera All Ceram) apresentaram baixo ou médio valor, mas alta translucidez, sendo que a adição de óxidos de alumina e zircônia em infiltrados de vidro (In-Ceram Alumina, In-Ceram Zirconia) resultou em alto valor e opacidade semelhante ao sistema metalocerâmico(HEFFERNAN et al., 2002). Quando o In-Ceram Alumina foi comparado a dois sistemas metalocerâmicos em um estudo posterior que envolvia a avaliação com espectrofotômetro (EasyShade, Vita) em

coroas, encontrou-se que as propriedades ópticas deste foi semelhante à de um sistema metalocerâmico eletroformado (ouro puro, 99,9 %), e inferior para o outro sistema metalocerâmico com alto conteúdo de ouro (88 %)(OMAR et al., 2008).

O grande desafio estético da zircônia está em mascarar a infra-estrutura opaca com a porcelana de revestimento. Um estudo clínico avaliou 3 tipos de porcelana sobre infra-estruturas de zircônia em coroas totais de incisivo central, avaliadas por métodos subjetivos (julgamento por 11 profissionais) e objetivos (espectrofotômetro, SpectroShade). As cerâmicas Initial (GC Europe), Triceram (Esprident) e Cercon Ceram S (Degudent) apresentaram desvio de cor quando comparada ao incisivo natural adjacente. Nenhuma delas foi considerada esteticamente ideal, em virtude do alto brilho resultante, embora a cerâmica Esprident tenha apresentado os resultados mais favoráveis na análise subjetiva e objetiva. De uma forma geral, durante a cocção, todas as porcelanas passaram por um aumento pronunciado da translucidez causado pelo alto brilho. A cada queima o aspecto branco da infra-estrutura de zircônia se tornava mais visível, o que aumentou o valor e a opacidade na área suportada pela infra-estrutura. Como resultado dessa alta opacidade, as coroas perderam a característica óptica de profundidade natural encontrada no substrato dentário. Concluíram que infra-estruturas com outros materiais que não a zircônia deveriam ser considerados para áreas estéticas(SAILER et al., 2007b).

Embora exista um foco restaurador que prioriza a estética dentária, ao se tratar de implantes, especialmente, a estética a ser considerada também deveria envolver a influência do material da prótese nos tecidos gengivais. O benefício estético oferecido por uma coroa unitária totalmente cerâmica implanto-suportada com pilar de alumina na cor dos tecidos gengivais foi recentemente comparado ao da coroa metalocerâmica sob pilar de titânio ou ouro. Medidas feitas com espectrofotômetro (EspectraShade) também avaliaram a cor da mucosa gengival 1 mm apical ao zênite do dente natural adjacente, bem como a espessura da mucosa. As coroas totalmente cerâmicas sob pilares de alumina produziram a mesma alteração de cor na margem gengival quando comparada à coroa metalocerâmica sob pilar metálico. Entretanto, quando comparada ao dente adjacente, as alterações de cor foram significativamente mais perceptíveis na coroa metalocerâmica comparada à totalmente cerâmica. A espessura média da mucosa na região dos

implantes era 3,1 mm e no dente 1,2 mm, o que sugere a importância da espessura da mucosa na estética deste tipo de reabilitação(JUNG et al., 2008a).

5. Testes de laboratório

Para ter relevância clínica, o teste em laboratório de um material cerâmico deveria abordar espécimes com geometria semelhante à usada em clínica (coroas, próteses fixas sob substratos com módulo de elasticidade clinicamente relevantes), apresentar falhas sob estresses compatíveis com aquelas relatadas em pacientes durante a mastigação, deglutição e bruxismo e, especialmente, reproduzir os modos de fratura observados em clínica. Neste contexto, o teste de carga estática, onde uma força é continuamente aplicada sobre o espécime até a sua fratura, normalmente em vários fragmentos, sob cargas extremamente altas e muitas vezes na ausência de água, apesar de prover valores iniciais básicos para graduação da resistência dos materiais, é incapaz de reproduzir as falhas encontradas clinicamente(KELLY, 1999).

Os testes de fadiga desafiam a estrutura do material por meio da aplicação repetida de estresses normalmente menores do que os necessários para causar a falha de um espécime sob aplicação de uma carga estática até a fratura. Existem vários métodos e formas de análise da fadiga descritos na literatura como fadiga dinâmica, método da escada (staircase), fadiga acelerada progressiva(BARAN et al., 2001) e vários outros. Tradicionalmente, a análise de sobrevida envolve a coleta de dados que registra o tempo (ciclos) necessário para a falha sob um determinado estresse (carga), geralmente em condições normais de carga. Entretanto, estes testes podem ter duração extrema quando o componente tarda a falhar, o que resulta em sobreuso do dispositivo de fadiga, consumo de tempo e atraso no desenvolvimento do material em teste. Em função destes percalços, a fadiga acelerada progressiva, utilizada na indústria aeronáutica e militar, propõe a aceleração da falha pelo aumento progressivo da carga, ou seja, os espécimes são forçados a falhar mais precocemente. Desta forma, os modos de fratura bem como a sobrevida podem ser melhor entendidos em um espaço de tempo menor(RELIASOFT, 2007). Vários estudos mostraram que este tipo de teste é adequado para determinação da confiabilidade de sistemas cerâmicos e podem ser

aplicados em estruturas de camadas planas, coroas e próteses fixas e implantes(SANTANA et al., 2009; SILVA et al., 2008; SILVA et al., 2009). Assim, níveis incrementais de estresse são aplicados em sequência e progressivamente em um espécime por um período pré determinado. As amostras são testadas a um determinado nível de estresse por um número pré estabelecido de ciclos durante cada período. Ao final deste, o espécime sobrevivente é submetido a um nível acima de estresse e mantido até que complete mais um período. Esta sequência é repetida até que todas as amostras tenham falhado ou todas as sequências pré-determinadas ao teste tenham se completado, normalmente em níveis de estresses funcionais limites aos que serão submetidos (carga mastigatória). Esta é uma maneira de obter falhas em um período relativamente curto(TONAMI e TAKAHASHI, 1997). A análise de Weibull pode ser utilizada posteriormente para comparar a distribuição das falhas e as expectativas de vida entre os diferentes grupos distribuídos nos diferentes perfis de carga. A precisão da predição da falha (confiabilidade) desta análise está diretamente relacionada ao número de espécimes testados e na distribuição das falhas(RITTER, 1995a; b).

De uma forma geral, 3 perfis diferentes de estresse são alocados para os espécimes em um grupo, sendo eles classificados em leve, moderado e severo, distribuídos na proporção 3: 2 : 1, respectivamente. Isso significa que em um total de 18 espécimes a serem fadigados, 9 estarão no perfil leve, 6 no moderado e 3 no severo. Perfil leve, moderado e severo, respectivamente, indicam a progressiva rapidez com que um determinado espécime atinge o limite da carga, sendo que um espécime do perfil leve é submetido a menores incrementos de carga e fadigado durante um maior número de ciclos para atingir a mesma carga de um espécime do perfil moderado ou severo. Desta maneira, uma ampla variedade de dados de falhas podem ser calculados dentro do nível de significância da análise de Weibull, produzindo uma previsão de vida mais acurada. Outra forma de atingir este objetivo é a partir do uso de um único perfil, mas com múltiplos incrementos de menor proporção dos níveis de estresse(NELSON, 1990).

A principal vantagem do método da fadiga acelerada progressiva é a de assegurar a falha em tempo menor por meio do uso de níveis de estresses progressivos aplicados em intervalos pré-determinados. As falhas resultantes podem ser utilizadas para a obtenção de um modelo de estimativa de vida. A desvantagem deste método é que as falhas que ocorrem em altos níveis de estresse, nos estágios

finais de um perfil podem produzir modos de fratura que não refletem aqueles encontrados sob uso normal. Por isso, os níveis de estresse não devem ser altos a ponto de resultar em modos de fraturas que não duplicam aqueles encontrados clinicamente (NELSON, 1990).

Os valores de forças mastigatórias encontrados na literatura são bastante variados. A força máxima durante apertamento bilateral foi registrada de 265 a 585 N (KIKUCHI et al., 1997). Parece ser consenso que as forças decrescem em direção à região anterior do arco, variando de 400 a 800 N nos primeiros e segundos molares e 300 N para os pré-molares, 200 N para os caninos e 150 N para os incisivos (CRAIG, 1997). A frequência dos ciclos mastigatórios também é motivo de discórdia. Ao desenvolver um simulador da mastigação, sugeriu-se a incorporação de um ciclo mastigatório composto de 3 fases. A primeira é preparatória envolvendo o posicionamento mandibular, a segunda de trituração constituída do momento do contato do dente com o bolo alimentar até o contato com o dente antagonista, e a terceira a fase de deslizamento das vertentes das cúspides (0,5 mm) ditada pela anatomia. Desta forma a frequência projetada estaria em torno de 1,5 Hz (DELONG e DOUGLAS, 1983).

Ao investigar se existe correlação entre as propriedades físicas e mecânicas dos materiais cerâmicos utilizados em prótese e a performance clínica, sugeriu-se que o desenho dos estudos em si deveriam ser aprimorados em relação ao relato adequado do material investigado, dimensões, local da boca em função (anterior ou posterior), desenho da prótese (cantilever, prótese convencional ou sobre implantes), tipo de suporte (dentina ou núcleo metálico), e etc. O aspecto mais importante a ser padronizado é a análise fractográfica sistemática das próteses falhadas ou das réplicas feitas em resina epóxica, uma vez que forneceria informação precisa sobre a causa mais provável da fratura baseada na identificação da origem da falha e a direção da propagação da fratura. A partir do conhecimento destas falhas clínicas, sugeriram que os testes *in vitro* deveriam simular as condições orais, apresentar análises em elemento finito para determinação dos estresses em desenvolvimento e ter como resultado falhas que duplicam aquelas observadas nos estudos clínicos (ANUSAVICE et al., 2007).

Em recente estudo investigando a confiabilidade e modo de fratura de coroas em PZT-Y (Lava, 3M-Espe) em molares anatomicamente construídos, a análise em elemento finito mostrou uma concentração de estresses principais

máximos na região logo abaixo ao local de aplicação de carga e também nas margens da coroa. Os testes de carga estática confirmaram este achado mostrando fratura catastrófica da coroa (trinca radial), não condizendo com o modo de fratura observado clinicamente. Contudo, a aplicação posterior da fadiga acelerada progressiva em água, onde o endentador tocava a cúspide vestibulo-mediana, aplicava a carga, deslizava 0,5 mm e se afastava da superfície oclusal a cada ciclo (fadiga deslizante) resultou em fratura coesiva da porcelana de revestimento. Sugeriu-se neste estudo que este método deveria ser considerado no teste de materiais cerâmicos por ter sido capaz de reproduzir o modo de fratura clínico do PZT-Y(COELHO et al., 2009).

6. Mecânica da fratura e fractografia de cerâmicas e porcelanas

Depois de conhecer as propriedades dos materiais cerâmicos é fundamental entender a maneira como estas características norteiam a falha de uma prótese em função. Enquanto a mecânica da fratura aborda o desenvolvimento das trincas na estrutura da porcelana de revestimento e infra-estrutura, a fractografia constitui os meios e métodos de caracterização de espécimes fraturados, ou seja, a determinação da direção da trinca e origem da fratura após o componente ter falhado. Isso é possível porque nos vidros e porcelanas, a fratura deixa uma série de padrões e marcas na superfície que permitem uma rica interpretação dos distúrbios causados na porcelana durante o desenvolvimento da trinca(QUINN, 2007).

Existe uma grande dificuldade de padronização do que se entende como falha. Muitas vezes o lascamento da porcelana de revestimento é considerado uma complicação técnica, e não falha, pois a restauração permanece *in situ*, a despeito das alterações de contorno (PJETURSSON et al., 2007a; PJETURSSON et al., 2007b). Entretanto, do ponto de vista da performance dos materiais em si, interpreta-se que esta mesma porcelana não foi capaz de impedir o desenvolvimento da trinca e portanto constitui uma falha(REKOW et al., 2007).

A origem da falha na superfície de cimentação das coroas totalmente cerâmicas têm sido historicamente cultivada e até há um tempo era creditada como a única origem de fratura(KELLY et al., 1989). Porém, análises fractográficas de coroas falhadas clinicamente revelaram que em várias situações a origem da falha estava na margem cervical(QUINN et al., 2005; SCHERRER et al., 2008) e inclusive

sugeriram ser esta o elo fraco dos materiais totalmente cerâmicos(QUINN et al., 2006). Estes métodos serão brevemente descritos adiante. Por fim, uma terceira origem e mecanismo de fratura, detectada em estruturas monolíticas (porcelana) e de dupla camada (representando infra-estrutura e porcelana de revestimento) em estruturas planas por meio de filmagem com filmadora acoplada a um microscópio, revelou o desenvolvimento de trincas do tipo cone se originando na superfície oclusal, que se formam durante a endentação Hertz. Em uma estrutura monolítica por exemplo (Empress, Dicor) cimentada sobre um substrato de resina composta com o módulo de elasticidade semelhante ao da dentina, submetida à fadiga axial, ocorre a formação de cones externos logo após o início dos primeiros ciclos. Este cone externo formado normalmente não se propaga e raramente leva a um lascamento da porcelana ou fratura da prótese(REKOW e THOMPSON, 2005). Somente na presença da água uma outra vertente mais agressiva aparece, o cone interno, com maior angulação e potencial responsável por lascamentos da porcelana(ZHANG et al., 2005). Quando a carga ultrapassa o limite elástico do material, especialmente sobre um substrato de baixo módulo de elasticidade, forma-se na superfície de cimentação uma trinca chamada radial, que se inicia na área submetida aos estresses de tensão e se propaga até a superfície oclusal. Esta é a mais danosa e responsável pela falha catastrófica comumente vista nesta classe de coroas totalmente cerâmicas.

A fadiga de camadas planas duplas, simulando coroas (porcelana e infra-estrutura), apresenta formação de cone externo da mesma maneira descrita para as camadas monolíticas, bem como de cone interno na presença de água, porém a localização da trinca radial parece estar relacionada ao módulo de elasticidade da infra-estrutura, podendo se restringir à porcelana de revestimento sem afetar a infra-estrutura ou atingir ambas(LAWN et al., 2004). Desta forma, uma infra-estrutura de menor módulo de elasticidade como o dissilicato de lítio (Empress 2, aproximadamente 105 GPa) sofre maior deformação na superfície de cimentação, sob aplicação de carga oclusal, resultando normalmente em fratura catastrófica da infra-estrutura e porcelana de revestimento. O aumento do módulo de elasticidade de infra-estruturas de infiltrado de vidro de alumina (270 GPa) e alumina policristalina (400 GPa) dificulta esta deformação, sem contudo impedi-la. Nestes materiais, a trinca radial frequentemente acontece na superfície de cimentação e leva à fratura catastrófica, como confirmado clinicamente. Entretanto, esta relação

do módulo de elasticidade não é necessariamente verdadeira para o PZT-Y. Como citado anteriormente, o PZT-Y, com módulo de elasticidade menor que o da alumina (210 GPa) raramente forma trinca radial na superfície de cimentação e predominantemente são os cones internos ou as trincas radiais restritas à porcelana de revestimento que levam à fratura coesiva observada nos estudos clínicos(REKOW et al., 2007). De forma semelhante ao PZT-Y, os metais como infraestrutura não se fraturam, em virtude da sua natureza dúctil, mas o menor módulo de elasticidade do ouro (77 GPa) comparado ao da liga de paládio-prata (140 GPa) faz com que o primeiro sucumba à deformação na superfície de cimentação, facilitando a formação da trinca radial na porcelana(KIM et al., 2007a).

Ao adicionar um componente biaxial na fadiga, ou seja o endentador simulando o dente antagonista que contata o espécime, aplica a carga, desliza 0,5 mm e se afasta da superfície oclusal, simulando a mastigação(DELONG e DOUGLAS, 1983), um novo componente foi recentemente adicionado ao mapa de danos causados pela fadiga. A fricção do endentador levou ao aparecimento dos cones parciais, mais agressivos que os cones externos e internos, com maior inclinação em direção à superfície de cimentação e com alta velocidade de formação, que se desenvolvem no trilho formado pelo endentador(KIM et al., 2008a; KIM et al., 2008b). Este estudo indicou que a fadiga incorporando deslize do endentador deveria ser considerada nas futuras simulações e testes de materiais cerâmicos.

Os principais instrumentos necessários para uma análise fractográfica são um estereomicroscópio com iluminação externa e microscópio eletrônico de varredura. Associados à história da falha e da composição dos elementos do sistema fraturado, é possível dar um laudo da direção da fratura e origem(s) por meio da cuidadosa e laboriosa análise das características resultantes da interação da fratura em desenvolvimento com a microestrutura do material. A aparência destas marcas depende da interação de uma série de fatores relacionados à natureza do estresse e microestrutura do material(SCHERRER et al., 2006). A análise pode ser quantitativa ou qualitativa. No primeiro caso, dependendo das marcas que a fratura deixa, é possível determinar o estresse presente no momento da fratura, como já realizado em próteses fraturadas clinicamente(TASKONAK et al., 2006). Já na análise qualitativa têm-se o objetivo de reconhecer as marcas, identificar a direção de propagação da fratura e avaliar falhas no desenho da restauração fraturada. São

várias as marcas deixadas, porém as principais e de uso na odontologia, bem como seu significado estão ampla e precisamente descritas em um guia completo de fractografia de vidros e cerâmicas e por esse motivo não serão descritas nesta revisão(QUINN, 2007).

Entendendo que a cerâmica é suscetível à falha sob estresses de tensão, especula-se que as próteses fixas totalmente cerâmicas necessitam de características mecânicas mais robustas que as das coroas(STUDART et al., 2007b). Obviamente, quanto mais complexa é a geometria do espécime em teste, mais intrincados são os mecanismos de fratura. Assim sendo, as estruturas em camadas planas constituem a base para o entendimento das falhas em coroas e consequentemente em próteses fixas. Por meio da análise fractográfica é possível determinar o início da fratura principal também em próteses fixas, bem como avaliar se a falha ocorreu em virtude de um defeito de processamento da prótese, dano durante função ou sobrecarga. A análise de próteses fixas fraturadas clinicamente, com infra-estruturas de dissilicato de lítio revelou que o início da fratura ocorreu primariamente na superfície oclusal, levando a falhas nos conectores introduzidas por contato repetitivo durante a função. (TASKONAK et al., 2006).

No caso de perda da porção da prótese fraturada a análise só se torna viável pela confecção de uma réplica em resina epóxica do elemento fraturado. Este procedimento, utilizado para caracterização de superfícies adesivas *in vivo* (CHERSONI et al., 2004; CHERSONI et al., 2005), possui uma sequência apropriada de preparo e limpeza da cerâmica *in situ*, bem como uma seleção adequada de materiais para moldagem e vazamento têm se mostrado eficiente e capaz de fielmente reproduzir na resina as características fractográficas já observadas diretamente na porcelana(SCHERRER et al., 2007).

Proposição

PROPOSIÇÃO

Para o presente estudo, duas hipóteses foram testadas:

1. A confiabilidade de próteses fixas implanto-suportadas de 3 elementos confeccionadas com infra-estruturas em PZT-Y é menor do que as próteses com infra-estruturas em PdAg;
2. O modo de fratura da cerâmica de revestimento é diferente nos dois tipos de próteses em função da diferença do módulo de elasticidade dos respectivos materiais empregados na confecção das infra-estruturas.

Material e Métodos

MATERIAL E MÉTODOS

Para confecção das próteses fixas foram utilizados 2 análogos de implante (Replica Snappy Abutment, Nobel Biocare, Gotemburgo, Suécia) posicionados verticalmente em um bloco de resina (figura 1 A) à base de polimetil-metacrilato (Orthodontic Resin, Dentsply Caulk, Milford, EUA). A resina manipulada foi colocada em uma matriz metálica, após ser isolada com vaselina, resultando em um bloco com dimensões padronizadas ($C = 46 \text{ mm} \times L = 20 \text{ mm} \times A = 18 \text{ mm}$). A inserção destes na resina foi realizada por meio de um delineador, deixando-os 1mm além da margem da linha cervical exposta (figura 1 B). Os análogos foram posicionados a uma distância de 19 mm do centro do bloco, representando as dimensões de um pântico de primeiro molar inferior. Este mesmo bloco foi utilizado para a confecção das infra-estruturas do grupo PZT-Y, bem como do grupo PdAg.

Fabricação das infra-estruturas de PZT-Y

Neste grupo, 21 infra-estruturas foram enceradas com desenho e dimensões desejadas (Figura 1C e 2a) sobre os análogos fixados em bloco de resina e fabricadas com a cerâmica a base de policristais de zircônia tetragonal estabilizada por ítrio, PZT-Y (LAVA, 3M-ESPE, St. Paul, MN, EUA), tomando-se o cuidado para que os conectores mesial e distal apresentassem área média de 12 mm^2 .

Para a confecção das infra-estruturas foi utilizado o escaner do sistema LAVA que é constituído por um leitor óptico que transmite as informações tridimensionais do objeto, sem contactá-lo, para o software LAVA CAD, baseado no sistema operacional Windows® e deste para o centro de usinagem. O escaneamento levou cerca de 12 minutos.

O software desenha uma infra-estrutura com dimensões aumentadas (aproximadamente 20%) e faz a usinagem em um bloco de PZT-Y pré sinterizado, por 75 minutos. As dimensões são aumentadas propositadamente, prevendo a contração oriunda do processo de sinterização. Após usinadas, as infra-estruturas foram sinterizadas em um forno automatizado (LAVA Therm, 3M-ESPE) em altas temperaturas ($1,360^\circ\text{C}$ a 1530°C), onde as fases de queima e posterior resfriamento duram aproximadamente 8 horas, para que as peças adquirissem dimensões, densidade e resistência final semelhantes (figura 1 C e 2 b). Em

seguida, foram provadas nos análogos para avaliação da adaptação (Figura 1 D). Não foram necessários realizar ajustes internos nas infra-estruturas para adaptá-las nos análogos.

Fabricação das infra-estruturas de PdAg

Para obtenção de infra-estruturas metálicas (n=21) com o mesmo desenho e dimensões propostas para a infra-estrutura de PZT-Y, realizou-se em uma moldagem de uma infra-estrutura de PZT-Y LAVA com uma silicona por adição (Exafast, GC-America Inc., Alsip, 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). Esta 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 padrão de cera incluído no revestimento foi eliminado a 840 °C e a liga fundida a 1335 °C. A infra-estrutura de 3 elementos foi fundida em peça única (figura 1 C e 2 c). Estas foram provadas nos análogos (figura 1 D) e não foram necessários ajustes para adaptação.

Aplicação da porcelana de revestimento

Da mesma forma que se controlou as dimensões da infra-estrutura, se procedeu com a porcelana de revestimento. Para isso as dimensões finais da prótese foram duplicadas com silicona por adição que foi utilizada como guia. Para o grupo LAVA, as infra-estruturas foram revestidas por uma camada de 1,5 mm de espessura de porcelana feldspática (cor DA1, Lava Ceram, 3M-ESPE, Seefeld, Alemanha), submetidas à cocção e glazeadas de acordo com as recomendações do fabricante (figura 2 d). Já as infra-estruturas de PdAg foram revestidas por duas camadas de opaco, seguidas por uma camada de porcelana translúcida (Creation CC, Jensen Industries, North Haven, EUA) e um glaze final, cada qual submetido à cocção de acordo com as respectivas indicações do fabricante (figura 2 d). A forma final e a prova sobre os análogos estão representadas esquematicamente nas figuras 1 E e F, respectivamente. Para cada prótese foi utilizado um bloco de resina

contendo os análogos, da forma descrita acima, para que fossem cimentadas e submetidas aos testes mecânicos.

As próteses de ambos os grupos foram cimentadas com o cimento auto-adesivo de polimerização dual, RelyX Unicem (3M-ESPE, Saint Paul, EUA), seguindo as orientações do fabricante e armazenadas em água por 48 horas. As próteses eram assentadas com pressão digital, os excessos removidos e as margens vestibular, lingual, mesial e distal foram fotopolimerizadas por 40 segundos cada (XL 3000, 3M-ESPE, EUA, potência: $500\text{mW}/\text{cm}^2$) e após 10 minutos, para permitir a autopolimerização, foram imersas em água.

Figura 1) Representação esquemática dos análogos (A e B) com os pilares para cimentação. C) Infra-estruturas de PdAg e PZT-Y com dimensões semelhantes e (D) prova das infra-estruturas para análise da adaptação sobre o retentor do

análogo. (E) Para a aplicação da porcelana de revestimento foi confeccionada uma matriz de silicona para que as dimensões finais fossem semelhantes em ambas as próteses em PZT-Y e PdAg. A figura F mostra as próteses cimentadas.

Figura 2) a) infra-estrutura encerada com o formato desejado para ser escaneada pelo leitor óptico do sistema LAVA que usinou os blocos de PZT-Y, b) duplicando o formato da infra-estrutura encerada após a sinterização. c) Infra-estrutura metálica com desenho e dimensões semelhantes às de cerâmica, duplicadas em silicona do modelo encerado. d) Próteses concluídas em PZT-Y (lado esquerdo) e em PdAg (lado direito) prontas para cimentação e testes mecânicos.

Testes mecânicos

Com o intuito de testar as próteses em fadiga sob condições extremas de estresses flexurais, todos os espécimes foram posicionados em um dispositivo preso à base da máquina de fadiga em uma angulação de 30° (figura 3). Com isso, o endentador, constituído de uma esfera de carboneto de tungstênio de 6,25 mm de diâmetro foi posicionado na vertente interna da cúspide vestibular do pântico, a aproximadamente 1 mm de distância da ponta da cúspide. Para a localização do

contato do endentador na superfície oclusal, nos momentos da troca de espécimes, 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 espécime (Figura 4).

Figura 3) Desenho esquemático mostra o posicionamento da prótese cimentada sobre os análogos, resultando na aplicação de uma carga não axial pelo endentador que contactava a vertente interna da cúspide vestibular do pântico.

Figura 4) a) Vista vestibular de uma prótese de PdAg cimentada nos análogos e b) angulada em 30°, estabilizada na máquina e pronta para o início dos

testes. Note que a localização do contato na superfície oclusal das próteses pela fita de carbono era obtida pela movimentação manual do endentador acoplado à célula de carga da máquina até que este contactasse a aproximadamente 1 mm da ponta da cúspide em direção à fossa central.

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 espécimes 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 cúspide em uma máquina de ensaios universal (INSTRON 5666, Canton, EUA) equipada com uma célula de carga de 10.000 N, 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 espécimes em estresses 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 então analisados de tal forma que o perfil do padrão de carga normal possa ser determinado com base no comportamento das amostras na fadiga acelerada.

Como comentado anteriormente, os perfis de estresse de carga foram designados como leve, moderado e agressivo, com distribuição dos espécimes de cada grupo na proporção de 3:2:1. Desta forma, dos 21 espécimes 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 espécime é fadigado até atingir um determinado nível de carga, sendo que um espécime do perfil leve será ciclado por mais tempo (ciclos) para atingir a mesma carga (estresse em Newtons) de um espécime do perfil moderado ou severo. A representação gráfica dos perfis está apresentado na figura 5.

Figura 5) Representação gráfica dos perfis leve, moderado e agressivo aos quais foram submetidas as próteses pelo método de fadiga acelerada progressiva. Como exemplo, uma prótese tanto do grupo PdAg quanto do PZT-Y, era submetida a 40.000 ciclos, a 100 N, inspecionada para averiguação de falhas e então submetida ao próximo ciclo. Esse processo era repetido até a falha do espécime ou a suspensão do teste caso a carga atingisse limites funcionais (700 N a 900 N).

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) e frequência de 2 Hz. 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 espécime 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 contactava a vertente interna da cúspide vestibular do pântico e aplicava a carga sem causar impacto, por 0,5 segundo, e se afastava 0,5 mm da superfície oclusal.

Os espécimes 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 da cerâmica expondo a infra-estrutura, fratura coesiva restrita à cerâmica de revestimento, trincas que se estendiam até a infra-estrutura (trincas radiais) e falhas catastróficas envolvendo inclusive fratura da infra-estrutura (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 ao estresse de 300 N 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). O método estatístico da distribuição Weibull, introduzido pelo sueco Waloddi Weibull em meados do século 20, é interessante e indicado para este tipo de análise pela flexibilidade que oferece. Calculou-se a confiabilidade para uma missão de 50.000 ciclos e 100.000 ciclos, a 300 N (intervalo de confiança de 90 % bilateral) para a comparação entre os grupos PdAg e PZT-Y. Confiabilidade é a probabilidade de um item (prótese fixa) funcionar por um determinado período de tempo (ciclos) sem falhar. Para o cálculo do módulo de Weibull, também com intervalo de confiança de 90 % bilateral, utilizou-se o método Fisher Matrix.

Os espécimes com as falhas mais representativas foram primeiro levados ao microscópio de luz polarizada (MZ-APO, Carl Zeiss MicroImaging, Thornwood, EUA) e depois limpos em ultrassom com água deionizada, por 10 minutos, seguido da limpeza com algodão e álcool 70 %, para então serem cobertos com ouro (Emitech K650, Emitech Products Inc., Houston, EUA). Em seguida os espécimes foram levados para o microscópio eletrônico de varredura (Hitachi, modelo 3500S, Osaka, Japão) para detalhada análise fractográfica.

Resultados

RESULTADOS

Resistência à fratura e Confiabilidade

Os valores médios de resistência à fratura obtidos no teste de carga estática revelaram diferenças estatisticamente significativas entre os dois tipos de infra-estruturas ($p < 0.1$), sendo a média maior para o grupo confeccionado em PdAg (945 ± 200 N) e menor para o PZT-Y (692 ± 83 N).

Os cálculos de probabilidade Weibull representando um nível de estresse de 300 N e com intervalo de confiança de 90 % para as próteses em PZT-Y e PdAg, revelaram uma sobreposição dos intervalos de confiança, indicando não haver diferenças estatisticamente significativa ($p > 0.1$) entre os grupos (ABERNETHY, 2006). Os valores de Beta (chamado fator de configuração Weibull) de 2.08 (1.18 – 3.67) para o grupo PZT-Y e de 0.55 (0.29 – 0.55) para o PdAg mostraram que as falhas no grupo PZT-Y foram influenciadas pela fadiga e acúmulo de danos, enquanto que o fator principal que ditou o comportamento do grupo PdAg foi a resistência e não o acúmulo de danos causados pela fadiga (figura 6). Vale ressaltar que o valor de Beta descreve as mudanças na taxa de falhas no decorrer do teste e é interpretado pela engenharia da confiabilidade da seguinte forma: valores de Beta menor que 1 indicam que o material em questão apresenta taxa de falhas que diminuem com o tempo, e que quando ocorrem elas são sugestivas de falhas precoces ou causadas por falhas grosseiras no material. Beta próximo a 1 (0,8 e 1,2) sugere a ocorrência de falhas que normalmente não variam com o tempo e é associado à falhas de natureza aleatória. Por outro lado, Beta maior que 1 indica que a taxa de falha está aumentando com o tempo e, portanto, é associada ao acúmulo de danos oriundos do teste.

Figura 6) Cálculo de probabilidade Weibull com carga de 300 N: (a) as próteses LAVA revelaram valor Beta de 2.08, indicando que a fadiga teve influência na sobrevida deste grupo;(b) as próteses em PdAg apresentaram Beta de 0.5, sugerindo que a fadiga não influenciou na sobrevida das mesmas.

Com o objetivo de avaliar o comportamento de cada grupo quanto à resistência, a ser interpretada pela distribuição Weibull (Figura 7), os dados foram recalculados (Software Weibull 7 ++, ReliaSoft, Arizona, EUA) com base na carga no momento da falha, assumindo que a fadiga teve pouca ou nenhuma importância na falha. Desta forma, o módulo Weibull encontrado para o grupo PdAg foi $\beta = 3.64$ (2.6 – 5.11) e para o PZT-Y foi $\beta = 2.92$ (2.09 – 4.07). O módulo Weibull é um indicador de resistência e/ou da distribuição assimétrica da resistência resultante de falhas e microtrincas presentes em um material. Assim, um módulo Weibull menor indica maior variabilidade na resistência, o que indica um maior nível de falhas e defeitos no material e, conseqüentemente, uma menor confiança no material. Por outro lado, um módulo Weibull maior reflete um número ou proporção menor de defeitos e portanto maior estabilidade estrutural do material (RITTER, 1995a; b) A resistência característica, conhecida pelo caractere η (do grego Eta) é indicadora da carga na qual 63,2 % dos espécimes de cada grupo irão falhar, foi de 706,8 N (631 – 791,8) para o PdAg e 497,3 N (428,2 – 577,7) para o grupo em PZT-Y (figura 7), demonstrando diferenças estatisticamente significantes entre os grupos ($p < 0.1$).

Figura 7. O gráfico mostra a probabilidade Weibull (não confiabilidade, ou seja a chance de ocorrer falha em função da carga) para as próteses em LAVA (azul) e em PdAg (preto). Note que a resistência característica (η) da metalocerâmica (706,8 N) é aproximadamente 35 % mais alta que do PZT-Y (497,3 N).

A tabela 2 apresenta a confiabilidade calculada (intervalos de confiança de 90 %, bilateral) para os grupos de PdAg e PZT-Y. A interpretação desta mostra que a confiabilidade para a finalização de uma missão de 50.000 ciclos a 300 Newtons revelou uma sobreposição dos limites inferiores e superiores, indicando não haver diferença estatisticamente significativa entre os dois materiais. Entretanto, ao ser calculada uma missão de 100.000 ciclos, também a 300 N, observou-se ausência de sobreposição entre os grupos, indicando diferenças estatisticamente significativas na comparação dos grupos de PdAg e PZT-Y.

Missão de 50.000 ciclos a 300N		
	Y-TZP (Lava-ESPE)	PdAg (Jensen Ind.)
Limite superior	0.96	0.98
Confiabilidade	0.87	0.95
Limite inferior	0.6	0.84
Missão de 100.000 ciclos a 300N		
	Y-TZP (Lava-ESPE)	PdAg (Jensen Ind.)
Limite superior	0.71	0.98
Confiabilidade	0.55 *	0.95 *
Limite inferior	0.35	0.84

Tabela 2) A confiabilidade para uma missão de 50.000 ciclos a 300 N não apresenta diferença estatisticamente significativa entre os grupos PdAg e PZT-Y e significa que os danos acumulados provenientes da fadiga causariam falhas em 13 % das próteses em PZT-Y e em apenas 5 % das metalocerâmicas. Contudo, o cálculo do software para uma missão de 100.000 ciclos na mesma carga, resultou na mesma confiabilidade para o grupo PdAg apresentada no cálculo com 50.000 ciclos, enquanto que diminuiu significativamente para o PZT-Y, o que traduz em um aumento para 45 % na porcentagem de falha para as próteses LAVA.

Modos de fratura para as próteses LAVA

O modo predominante de falhas observados nesse grupo foi a fratura coesiva da cerâmica de revestimento na região do pântico ($n = 14$, 71%). Nos restantes 4 espécimes (29%), a fratura da cerâmica de revestimento se estendeu quase até a infra-estrutura em PZT-Y. A análise fractográfica realizada em microscopia eletrônica de varredura (figura 8) mostrou a presença de traços fractográficos típicos denominados “hackles” e “wake hackles”, traduzidos por “ramificação de trincas” e “rastros de ramificação”, respectivamente, em rara publicação na literatura em português (COELHO et al., 2000), porém sem confirmação e referências citadas que suportem a aceitação geral dos termos.

A característica fractográfica denominada “hackles” é constituída de linhas na superfície da cerâmica que se propagam na direção local da trinca, separando

porções paralelas, porém não coplanares, da superfície da trinca. Quando o “hackle” encontra uma porosidade ou qualquer singularidade, a trinca prossegue por um dos lados e eventualmente se forma novamente como uma trinca surgindo no lado oposto. Com o avanço da trinca ao longo de um dos lados da porosidade ela procede, contudo, em planos ligeiramente diferentes. Isto causa uma irregularidade na superfície que deixa uma trilha ou rastro oriundo da porosidade, então denominado “wake hackle” (QUINN, 2007).

Figura 8) Prótese do grupo PZT-Y (LAVA) fraturada após o teste de fadiga. A microscopia de luz polarizada mostra em (A) uma vista vestibular do pântico com a seta apontando para a área onde ocorreu a endentação e a fratura coesiva da cerâmica de revestimento resultante (asterisco), sem expor a infra-estrutura, e em (B) a vista proximal do pântico ilustra a profundidade da fratura coesiva da cerâmica. (C) A análise em MEV em baixa magnificação da região fraturada (vista por vestibular) mostra marcas fractográficas que indicam a direção de propagação das

trincas em direção às margens (setas tracejadas). Uma maior magnificação no sentido horário dessas áreas marginais (figuras D,E, e F) revelam marcas fractográficas patognomônicas como os “hackles” (setas) e os “wake hackles” (ponteiras), confirmando a direção da trinca em direção às margens da cerâmica de revestimento fraturada.

Modos de fratura para as próteses metalocerâmicas em PdAg

O modo predominante de falha neste grupo foi flexural ocorrendo nas áreas dos conectores, competindo com as fraturas coesivas da cerâmica de revestimento (n=11, 61%) ou com as falhas que expunham as infra-estruturas metálicas (n=7, 39%).

Os modos de fratura que competem são definidos, de acordo com o glossário de confiabilidade (RELIASOFT, 2009), como modelos onde os itens em teste falham por mais de um mecanismo de fratura e, portanto, competem entre si para determinar qual deles causará a falha do item. No presente estudo, as falhas de fratura flexural na região da conexão e as da região endentada (coesiva na cerâmica ou expondo a infra-estrutura) competiam para prevalecer, resultando em falha do sistema, todavia. Comumente foi observada fratura flexural (figura 9), mas concomitantemente a área endentada estava passando por um processo de crescimento lento das trincas locais. A interpretação da análise fractográfica mostrou que a frente da trinca propagou em direções diferentes, mas principalmente se originou no endentador em direção às margens da cerâmica de revestimento coesivamente fraturada (figura 8). Não ocorreu fratura da infra-estrutura de PZT-Y em nenhuma prótese sob fadiga.

A análise em microscopia eletrônica de varredura mostrou detalhes da extensão da fratura coesiva na área de conexão, bem como deformação quasiplástica na área endentada. Quasiplasticidade é um fenômeno que ocorre na superfície da cerâmica submetida a estresses de compressão e parece ser causado pelo deslizamento dos grãos nas fronteiras da estrutura da cerâmica com as partículas. Este processo determina a intensidade dos estresses de cisalhamento responsáveis pelo surgimento do dano, que é por sua vez controlado pela dureza.

Para uma caracterização mais detalhada das trincas flexurais, os espécimes mais representativos foram embebidos em resina epóxica (Epofix, Struers, Ballerup,

Dinamarca), seccionados e polidos serialmente de mesial para a distal, paralelamente à inclinação axial do retentor. Com isso, foi possível a avaliação em microscopia de luz polarizada da localização e direção da trinca flexural. As áreas de origem da trinca nas margens dos retentores foram identificadas e mostraram seguir um percurso em direção à área do endentador. As zonas de trinca, interpretadas como cones internos causados e acelerados pelo bombeamento hidráulico (ZHANG et al., 2005) puderam ser detectadas na região do conector. Não foram encontradas quaisquer falhas da infra-estrutura.

Figura 9) Prótese metalocerâmica em PdAg após a fadiga ilustrando os dois modos de fraturas competindo entre si. (a) Imagem em microscopia de luz polarizada mostrando a área endentada (seta), as duas trincas flexurais originárias dos pilares mesial e distal (ponteiros), e a falha coesiva da cerâmica de revestimento na cúspide vestibular do pântico (asterisco). (b) Magnificação em MEV do limite pântico-pilar do conector distal que mostra o local de encontro da falha coesiva na cerâmica de revestimento e a fratura flexural do conector (ponteira). (c) Vista oclusal

do dano na área endentada e em (d) a falha coesiva na face vestibular. (e) Imagem em microscopia de luz polarizada mostrando o secionamento mésio-distal da prótese embebida em resina epóxica que revela a fratura flexural na margem cervical da coroa (setas) no seu trajeto em direção à oclusal e à área endentada no pântico. A figura (f) em MEV do pântico mostra uma trinca flexural (setas) acompanhada de uma trinca radial que é desviada para a lingual após contactar a infra-estrutura metálica. Os pontos escuros acima das setas representam a água estancada na trinca flexural. IFm = infra-estrutura metálica; O = camada de opaco; PR = porcelana de revestimento.

Discussão

DISCUSSÃO

Os sistemas cerâmicos, em particular o PZT-Y (policristais de zircônia estabilizada por ítrio), têm sido extensivamente estudado em trabalhos *in vitro* (ATT et al., 2007; BEUER et al., 2008; KOHORST et al., 2008; STUDART et al., 2007a) e em uma série de pesquisas *in vivo* (LARSSON et al., 2006; MOLIN e KARLSSON, 2008; RAIGRODSKI et al., 2006; SAILER et al., 2007a; TINSCHERT et al., 2008). Nunca um sistema cerâmico recebeu tanta atenção da comunidade científica e foi especialmente explorado no âmbito clínico (DENRY e KELLY, 2008; KELLY, 2004; KELLY e DENRY, 2008). Por outro lado, as próteses metalocerâmicas têm sido consideradas o padrão ouro, apesar da escassez de dados clínicos controlados (SAILER et al., 2007c).

No presente trabalho uma liga de paládio-prata, comumente indicada para a confecção de infra-estruturas de próteses fixas metalocerâmicas, foi comparada aos policristais de zircônia tetragonal estabilizada por ítrio, material utilizado na fabricação de infra-estrutura cerâmica, em um cenário onde as dimensões tanto da infra-estrutura quanto da porcelana de revestimento foram padronizadas.

A escolha dos implantes como suporte dessas próteses para os testes mecânicos se justificou pelo fato de as próteses fixas metalocerâmicas implanto-suportadas terem um sucesso no prazo de 5 anos significativamente menor quando comparadas às próteses fixas convencionais dento-suportadas (PJETURSSON et al., 2007a). Em se tratando das próteses fixas implanto-suportadas com infra-estruturas em PZT-Y, o tipo de falha mais comum é a coesiva na porcelana de revestimento e estudos clínicos indicam que estas falhas são mais frequentes em próteses sobre implantes (LARSSON et al., 2006) quando comparadas às próteses fixas com suporte dentário (MOLIN e KARLSSON, 2008; SAILER et al., 2007a; TINSCHERT et al., 2008). Por esse motivo, os testes mecânicos de próteses implanto-suportadas confeccionadas em PZT-Y e PdAg, com a metodologia empregada no presente estudo, teve como objetivo realizar uma projeção clínica sólida da confiabilidade destes sistemas.

Neste estudo, as próteses fixas foram testadas em um ângulo de 30° com o endentador tocando a cúspide vestibular do pântico, o que desafiou a capacidade do sistema, composto pela infra-estrutura e porcelana de revestimento, em resistir à flexão vertical. O teste foi realizado na presença de água e resultou em modos de

fratura diferentes para os dois grupos. Contudo, a microscopia eletrônica de varredura das falhas coesivas da porcelana de revestimento das metalocerâmicas não apresentou as mesmas características e marcas fractográficas observadas nas próteses em PZT-Y. Enquanto estas últimas apresentaram indicadores clássicos da direção da trinca, como os “hackles” e “wake hackles” (figura 8), as metalocerâmicas mostraram uma deformação quasiplástica óbvia da área endentada, porém tais achados fractográficos não puderam ser observados na superfície da porcelana (figura 9). A porcelana de revestimento no grupo PdAg possui uma inclusão mais granulosa, o que pode ter levado à esta observação.

Com resistência estrutural superior a qualquer material totalmente cerâmico previamente conhecido (Guazzato et al., 2004a; Guazzato et al., 2004b), o PZT-Y foi introduzido na odontologia com elevadas expectativas pois suas propriedades mecânicas são comparáveis as do metal (CONRAD et al., 2007; MANICONE et al., 2007; REKOW e THOMPSON, 2007; REKOW et al., 2007). Entretanto, a confiabilidade significativamente inferior encontrada para o PZT-Y quando comparada às próteses fixas em PdAg após a finalização de uma missão de 100.000 ciclos a 300 N (tabela 2) sugere que outras propriedades dos materiais, além da resistência, têm papel fundamental na performance dos sistemas investigados.

O módulo de elasticidade, a dureza e a resistência à fratura são importantes no prognóstico da confiabilidade de infra-estruturas totalmente cerâmicas revestidas por porcelanas (REKOW et al., 2007), como foi discutido na revisão de literatura na seção fatores que influenciam na longevidade. Entretanto, estas propriedades se apresentaram suficientemente altas em ambos os sistemas LAVA ($E = 205 \text{ GPa}$, $H = 13,5 \text{ GPa}$ e $R = 1.100 \text{ GPa}$, respectivamente) e PdAg ($E = 140 \text{ GPa}$, $H = 2,5 \text{ GPa}$) (KIM et al., 2007a), pois estes foram capazes de resistir à fadiga sem que houvesse qualquer fratura da infra-estrutura propriamente dita. Portanto, a menor confiabilidade observada para o grupo PZT-Y é resultante da falha da porcelana de revestimento. Isto pode estar relacionado com a condutividade térmica extremamente baixa reportada para o PZT-Y (2 a 2,2 até $3 \text{ Wm}^{-1} \text{ K}^{-1}$) quando comparada ao PdAg (100 Wm/K , chegando até $300 \text{ Wm}^{-1} \text{ K}^{-1}$ para as ligas nobres) (BIRKBY and STEVENS, 1996; GUESS et al., 2008; O'BRIEN, 2002), o que afetará a taxa de resfriamento da porcelana de revestimento. A diferença na taxa de resfriamento resultante pode gerar diferentes estados de estresse nos dois sistemas. As fraturas coesivas observadas na porcelana de revestimento do grupo PZT-Y, sem

a exposição da interface com a infra-estrutura, fortemente sugere alta concentração de estresses residuais na porcelana de revestimento.

Em uma abordagem minuciosa que estudou as causas das falhas coesivas nos diferentes sistemas cerâmicos, verificou-se que a zircônia (PZT-Y) apresentou-se como material suscetível a este tipo de falha, relacionada à incompatibilidade de coeficiente de expansão térmica (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 infra-estrutura de PZT-Y. Quando o CET da porcelana (variável) é bem mais alto que o da infra-estrutura de PZT-Y (comumente em torno de 10 ppm K^{-1}), as trincas se originam normalmente na superfície devido aos estresses de tensão resultantes do resfriamento. Já quando o CET da infra-estrutura é consideravelmente maior que o da porcelana, esta pode sofrer delaminação. Da mesma forma a taxa de resfriamento pode gerar estresses residuais na porcelana e no caso do PZT-Y os estresses residuais formados são de natureza compressiva na superfície e de tensão na subsuperfície. Porém, os de origem compressiva ocupam somente em torno de 16% da superfície, sendo o restante de tensão, 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 nas estruturas de duas camadas planas testadas neste estudo (porcelana e infra-estrutura) é de que a magnitude dos estresses aumenta 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). Um protocolo de resfriamento lento deveria ser estabelecido e testado em próteses de PZT-Y revestidas por porcelana com geometria clinicamente relevante.

A maior confiabilidade vista para as próteses em PdAg na missão de 100.000 ciclos a 300 N é resultado da necessidade de cargas superiores para o início das falhas coesivas na área da endentação combinadas às trincas flexurais observadas na área dos conectores. Por outro lado é possível que as trincas relacionadas à área de endentação tenham se iniciado após um número semelhante de ciclos para uma determinada carga no grupo PZT-Y, fazendo com que as falhas coesivas geradas na porcelana de revestimento tenham acontecido mais

rapidamente em virtude dos estresses residuais, sem contudo levar à falhas e trincas flexurais nas áreas dos conectores. Uma importante propriedade a ser levada em consideração neste contexto e que merece especulação é o menor módulo de elasticidade inferior da infra-estrutura de PdAg (140 GPa comparado a 205 GPa do sistema LAVA) que pode ter resultado na maior possibilidade de flexão destas infra-estruturas, especialmente na área gengival dos conectores, onde os estresses de tensão são esperados (OH et al., 2002). Este fato provavelmente teve como consequência o surgimento das trincas flexurais que, contudo, aconteceram sob estresses mais altos do que aqueles responsáveis pela fratura coesiva da porcelana de revestimento do grupo PZT-Y.

As sugestões de novos desenhos de infra-estrutura deverão ser consideradas para as coroas unitárias totalmente cerâmicas (BONFANTE et al., 2009; MARCHACK et al., 2008) bem como para as próteses fixas em PZT-Y (MOLIN e KARLSSON, 2008; TINSCHERT et al., 2008) no futuro. Nestas últimas, a incorporação de um desenho que acompanha a anatomia do dente preparado parece ter sido capaz de reduzir as falhas coesivas na porcelana de revestimento, segundo os autores, devido ao suporte adicional provido à mesma.

As restaurações metalocerâmicas ainda são amplamente utilizadas, contudo o desenvolvimento dos sistemas cerâmicos apresentará materiais cada vez mais adequados para uso em condições indicadas, na atualidade, somente para os metais. Grandes mudanças ocorrerão e prevê-se que até o ano de 2020 a possibilidade de escolha de cor na infra-estrutura de zircônia, melhorando suas propriedades ópticas, e o amadurecimento, entedimento e aplicação prática nos laboratórios de prótese dos princípios térmicos envolvidos no revestimento com porcelanas sob estresses residuais internos mínimos, serão uma realidade (HÖLAND et al., 2009). Prevendo a possibilidade de recessão gengival, por exemplo, é sabido que uma margem exposta de metal fere mais os olhos de um bom observador do que uma margem de zircônia, imaginando que um ombro cerâmico não foi utilizado em ambos os sistemas. Entretanto, na necessidade de encaixes de precisão ou semi-precisão em reabilitações orais com os sistemas totalmente cerâmicos, continua-se sem soluções e recursos que dispensem as próteses metalocerâmicas. Ainda, devido à maior necessidade de conhecimento, equipamento e sofisticação, é esperado que os materiais totalmente cerâmicos continuem sendo oferecidos a custos maiores. (CHRISTENSEN, 2007). Em especial atenção ao PZT-Y, outro fator

que merecerá atenção no futuro é o envelhecimento e degradação em baixa temperatura a longo prazo que se torna relevante em uma prótese fixa adesiva diretamente exposta à saliva, ou mesmo a superfície de cimentação de uma coroa ou prótese fixa sujeita a permeabilidade oriunda dos cimentos. A experiência na ortopedia de fratura espontânea de próteses de fêmur gerou especulações de que um possível material de interesse no futuro seja a alumina reforçada por zircônia(CHEVALIER et al., 2007), considerada como material de pouca relevância comercial na odontologia(KELLY e DENRY, 2008). Os estudos clínicos de próteses fixas em PZT-Y em andamento logo completarão 10 anos ou mais de acompanhamento e fornecerão dados interessantes em relação ao potencial ou não efeito deletério do envelhecimento e degradação em baixa temperatura deste material.

Um aspecto não reproduzido neste trabalho foi o deslizamento do endentador sob a superfície oclusal em teste, mostrado em trabalhos de coroas em PZT-Y como fator fundamental, juntamente à presença de água, para a duplicação das falhas encontradas clinicamente(COELHO et al., 2009). Desta forma, estudos futuros testando a confiabilidade de próteses fixas deveriam incluir este movimento nos testes de fadiga. Também importante será o estudo da confiabilidade de diferentes desenhos de infra-estrutura para próteses fixas, previamente avaliado por análises de elemento finito, combinados a diferentes protocolos de resfriamento da porcelana.

O desenvolvimento dos materiais totalmente cerâmicos para uso odontológico resultou em propriedades mecânicas melhoradas, mas as razões para as altas(MOLIN e KARLSSON, 2008; TINSCHERT et al., 2008) ou baixas(LARSSON et al., 2006; RAIGRODSKI et al., 2006; SAILER et al., 2007a) taxas de falha permanecem inexplicadas, especialmente quando os pilares são implantes. Ainda, do ponto de vista estético, a obtenção de valor aceitável na região anterior com infra-estruturas de zircônia revestidas por diversas porcelanas, constitui um desafio(SAILER et al., 2007b). Sendo assim, enquanto os problemas relacionados à integridade em longo prazo da porcelana de revestimento sobre PZT-Y continuarem obscuros, o uso deste material, especialmente em áreas de grande demanda funcional como próteses fixas posteriores, permanece problemático.

Conclusões

CONCLUSÕES

- 1) As próteses fixas de 3 elementos implanto-suportadas metalocerâmicas (PdAg) e em PZT-Y (LAVA) não apresentaram diferença estatisticamente significativa na confiabilidade para uma missão de 50.000 ciclos a 300 Newtons. Entretanto, uma redução significativa na confiabilidade foi encontrada para as próteses em PZT-Y quando submetidas a uma missão de 100.000 ciclos sob a mesma carga. Portanto, a hipótese 1, que postulava que uma menor confiabilidade era esperada para as próteses fixas em PZT-Y comparadas às PdAg foi parcialmente aceita.
- 2) Os modos de fratura observados foram semelhantes entre os grupos, com exceção das trincas flexurais competindo, adicionalmente, nas próteses com infra-estruturas em PdAg. Assim, a hipótese 2, que postulava que diferentes modos de fratura seriam esperados para as porcelanas sob diferentes materiais de infra-estruturas foi também parcialmente aceita.

Referências

REFERÊNCIAS

Abernethy R (2006). The New Weibull Handbook. 5th ed. North Palm Beach: Dr. Robert B. Abernethy.

Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Branemark PI, Jemt T. Long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990; 5(4):347-59.

Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1986; 1(1):11-25.

Anderson RJ, Janes GR, Sabella LR, Morris HF. Comparison of the performance on prosthodontic criteria of several alternative alloys used for fixed crown and partial denture restorations: Department of Veterans Affairs Cooperative Studies project 147. *J Prosthet Dent* 1993; 69(1):1-8.

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(218-31).

Astrand P, Ahlqvist J, Gunne J, Nilson H. Implant treatment of patients with edentulous jaws: a 20-year follow-up. *Clin Implant Dent Relat Res* 2008; 10(4):207-17.

Att W, Stamouli K, Gerds T, Strub JR. Fracture resistance of different zirconium dioxide three-unit all-ceramic fixed partial dentures. *Acta Odontol Scand* 2007; 65(1):14-21.

Baran G, Boberick K, McCool J. Fatigue of restorative materials. *Crit Rev Oral Biol Med* 2001; 12(4):350-60.

Bartlett D. Implants for life? A critical review of implant-supported restorations. *Journal of Dentistry* 2007; 35(10):768-772.

Beuer F, Steff B, Naumann M, Sorensen JA. Load-bearing capacity of all-ceramic three-unit fixed partial dentures with different computer-aided design (CAD)/computer-aided manufacturing (CAM) fabricated framework materials. *Eur J Oral Sci* 2008; 116(4):381-6.

Binon PP. Implants and components: entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; 15(1):76-94.

Birkby I, Stevens R. Applications of zirconia ceramics. *Key Engineering Materials* 1996; 122-124(527-552).

Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2003; 89(3):268-74.

Bonfante EA, Silva NRFA, Coelho PG, Bayardo-Gonzalez DE, Thompson VP, Bonfante G. Effect of framework design on crown failure. *Eur J Oral Sci* 2009; 117(194-199).

Bonfante G, de Oliveira PCG, Bonfante EA, Martins LM, Lorenzoni FC (2008). Sistemas totalmente cerâmicos: construção, planejamento e longevidade. In: Pró-Odonto Estética. Ciclo 2 – módulo 3. JCP Norberto Francisco Lubiana, Marco Antônio Masioli editor: Editora Artmed, pp. 51-133.

Branemark PI, Adell R, Breine U, Hansson BO, Lindstrom J, Ohlsson A. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg* 1969; 3(2):81-100.

Chersoni S, Suppa P, Grandini S, Goracci C, Monticelli F, Yiu C, et al. In vivo and in vitro permeability of one-step self-etch adhesives. *J Dent Res* 2004; 83(6):459-64.

- Chersoni S, Acquaviva GL, Prati C, Ferrari M, Grandini S, Pashley DH, et al. In vivo fluid movement through dentin adhesives in endodontically treated teeth. *J Dent Res* 2005; 84(3):223-7.
- Cheung KC, Darvell BW. Sintering of dental porcelain: effect of time and temperature on appearance and porosity. *Dent Mater* 2002; 18(2):163-73.
- Chevalier J, Gremillard L, Deville S. Low-Temperature Degradation of Zirconia and Implications for Biomedical Implants. *Annu Rev Mater Res* 2007; 37(1-32).
- Christensen GJ. Choosing an all-ceramic restorative material: porcelain-fused-to-metal or zirconia-based? *J Am Dent Assoc* 2007; 138(5):662-5.
- Christensen GJ. PFM vs zirconia restorations - How are they comparing clinically ? *Clinicians Report* 2008; 1(11):1-2.
- Coelho JMF, Costa CA, Ferreira M. Fractografia em vidros. *Cerâmica* 2000; 46(299):139-144.
- Coelho PG, Bonfante EA, Silva NRF, Rekow DE, Thompson VP. Laboratory simulation of Y-TZP all-ceramic crown clinical failures. *J Dent Res* - in press 2009.
- Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent* 2007; 98(5):389-404.
- Craig RG (1997). *Restorative dental materials*. St. Louis: Mosby, pp. 56-57, 76.
- 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(1):32-6.
- Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater* 2008; 24(3):299-307.

Denry IL. Recent advances in ceramics for dentistry. *Crit Rev Oral Biol Med* 1996; 7(2):134-43.

Esposito M, Worthington HV, Thomsen P, Coulthard P (2004). Interventions for replacing missing teeth: different types of dental implants (Cochrane Review). The Cochrane library, Issue 1, 2004: Chichester, UK: John Wiley & Sons Ltd.

Fischer H, Weber M, Marx R. Lifetime prediction of all-ceramic bridges by computational methods. *J Dent Res* 2003; 82(3):238-42.

Garvie RC, Nicholson PS. Structure and Thermomechanical Properties of Partially Stabilized Zirconia in the CaO-ZrO₂ System. *Journal of the American Ceramic Society* 1972; 55(3):152-157.

Garvie RC, Hannink RH, Pascoe RT. Ceramic steel ? *Nature* 1975; 258(December):703-704.

Grossman DG. Machinable Glass-Ceramics Based on Tetrasilicic Mica. *Journal of the American Ceramic Society* 1972; 55(9):446-449.

Grossman DG. Cast glass ceramics. *Dent Clin North Am* 1985; 29(4):725-39.

Grossman DG (1991). Structure and physical properties of Dicor/MGC glass-ceramic. *Computer Restorations: State of the Art of the CEREC Method..* Chicago: Quintessence.

Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II: zirconia-based dental ceramics. *Dent Mater* 2004a; 20(5):449-56.

Guazzato M, Proos K, Quach L, Swain MV. Strength, reliability and mode of fracture of bilayered porcelain/zirconia (Y-TZP) dental ceramics. *Biomaterials* 2004b; 25(20):5045-52.

Guess PC, Kulis A, Witkowski S, Wolkewitz M, Zhang Y, Strub JR. Shear bond strengths between different zirconia cores and veneering ceramics and their susceptibility to thermocycling. *Dent Mater* 2008; 24(11):1556-67.

Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: core and veneer materials. *J Prosthet Dent* 2002; 88(1):10-5.

Heuer AH, Claussen N, Kriven WM, Ruhle M. Stability of Tetragonal ZrO₂ Particles in Ceramic Matrices. *Journal of the American Ceramic Society* 1982; 65(12):642-650.

Höland W, Rheinberger V, Apel E, Ritzberger C, Rothbrust F, Kappert H, et al. Future perspectives of biomaterials for dental restoration. *Journal of the European Ceramic Society* 2009; 29(12):1291-1297.

Jemt T, Johansson J. Implant Treatment in the Edentulous Maxillae: A 15-Year Follow-Up Study on 76 Consecutive Patients Provided with Fixed Prostheses. *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 2006; 8(2):61-69.

Jones DW. Development of dental ceramics. An historical perspective. *Dent Clin North Am* 1985; 29(4):621-44.

Jung RE, Holderegger C, Sailer I, Khraisat A, Suter A, Hammerle CH. The effect of all-ceramic and porcelain-fused-to-metal restorations on marginal peri-implant soft tissue color: a randomized controlled clinical trial. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2008a; 28(4):357-65.

Jung RE, Pjetursson BE, Glauser R, Zembic A, Zwahlen M, Lang NP. A systematic review of the 5-year survival and complication rates of implant-supported single crowns. *Clin Oral Implants Res* 2008b; 19(2):119-30.

Kelly JR, Campbell SD, Bowen HK. Fracture-surface analysis of dental ceramics. *J Prosthet Dent* 1989; 62(5):536-41.

Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent* 1996; 75(1):18-32.

Kelly JR. Ceramics in restorative and prosthetic dentistry. *Annual Reviews in Materials Science* 1997; 27(1):443-468.

Kelly JR. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent* 1999; 81(6):652-61.

Kelly JR. Dental ceramics: current thinking and trends. *Dent Clin North Am* 2004; 48(2):viii, 513-30.

Kelly JR. Developing meaningful systematic review of CAD/CAM reconstructions and fiber-reinforced composites. *Clin Oral Implants Res* 2007; 18 Suppl 3(205-17.

Kelly JR. Dental Ceramics: What Is This Stuff Anyway? *The Journal of the American Dental Association* 2008; 139(4):4S-7S.

Kelly JR, Denry I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: an overview. *Dent Mater* 2008; 24(3):289-98.

Kelly PM, Francis Rose LR. The martensitic transformation in ceramics—its role in transformation toughening. *Progress in Materials Science* 2002; 47(5):463-557.

Kikuchi M, Koriath TW, Hannam AG. The association among occlusal contacts, clenching effort, and bite force distribution in man. *J Dent Res* 1997; 76(6):1316-25.

Kim B, Zhang Y, Pines M, Thompson VP. Fracture of porcelain-veneered structures in fatigue. *J Dent Res* 2007a; 86(2):142-6.

Kim JH, Kim JW, Myoung SW, Pines M, Zhang Y. Damage maps for layered ceramics under simulated mastication. *J Dent Res* 2008a; 87(7):671-5.

Kim JW, Bhowmick S, Chai H, Lawn BR. Role of substrate material in failure of crown-like layer structures. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2007b; 81(2):305-11.

Kim JW, Kim JH, Janal MN, Zhang Y. Damage maps of veneered zirconia under simulated mastication. *J Dent Res* 2008b; 87(12):1127-32.

Kohal RJ, Klaus G. A zirconia implant-crown system: a case report. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2004; 24(2):147-53.

Kohal RJ, Weng D, Bachle M, Strub JR. Loaded custom-made zirconia and titanium implants show similar osseointegration: an animal experiment. *J Periodontol* 2004; 75(9):1262-8.

Kohorst P, Dittmer MP, Borchers L, Stiesch-Scholz M. Influence of cyclic fatigue in water on the load-bearing capacity of dental bridges made of zirconia. *Acta Biomater* 2008; 4(5):1440-7.

Kokubo Y, Tsumita M, Sakurai S, Torizuka K, von Steyern PV, Fukushima S. The effect of core framework designs on the fracture loads of all-ceramic fixed partial dentures on posterior implants. *J Oral Rehabil* 2007; 34(7):503-7.

Larsson C, Vult von Steyern P, Sunzel B, Nilner K. All-ceramic two- to five-unit implant-supported reconstructions. A randomized, prospective clinical trial. *Swed Dent J* 2006; 30(2):45-53.

Lawn BR (1993). *Fracture of brittle solids*: Cambridge University Press.

Lawn BR, Pajares A, Zhang Y, Deng Y, Polack MA, Lloyd IK, et al. Materials design in the performance of all-ceramic crowns. *Biomaterials* 2004; 25(14):2885-92.

Lekholm U, Van Steenberghe D, Herrmann I, Bolender C, Folmer T, Gunne J, et al. *Osseointegrated Implants in the Treatment of Partially Edentulous Jaws: A*

Prospective 5-Year-Multicenter Study. INTERNATIONAL JOURNAL OF ORAL AND MAXILLOFACIAL IMPLANTS 1994; 9(6):27-635.

Lekholm U, Grondahl K, Jemt T. Outcome of Oral Implant Treatment in Partially Edentulous Jaws Followed 20 Years in Clinical Function. Clinical Implant Dentistry and Related Research 2006; 8(4):178-186.

Lohbauer U, Zipperle M, Rischka K, Petschelt A, Muller FA. Hydroxylation of dental zirconia surfaces: characterization and bonding potential. J Biomed Mater Res B Appl Biomater 2008; 87(2):461-7.

Malament KA, Socransky SS. Survival of Dicor glass-ceramic dental restorations over 14 years. Part II: effect of thickness of Dicor material and design of tooth preparation. J Prosthet Dent 1999; 81(6):662-7.

Manicone PF, Rossi Iommetti P, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. J Dent 2007; 35(11):819-26.

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(3):169-73.

McLean JW, Hughes TH. The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. Br Dent J 1965; 119(6):251-67.

McLean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. J Prosthet Dent 2001; 85(1):61-6.

Misch CE. The importance of dental implants. Gen Dent 2001; 49(1):38-45.

Molin MK, Karlsson SL. Five-year clinical prospective evaluation of zirconia-based Denzir 3-unit FPDs. Int J Prosthodont 2008; 21(3):223-7.

Nakamura T, Wakabayashi K, Kawamura Y, Kinuta S, Mutobe Y, Yatani H. Analysis of internal defects in all-ceramic crowns using micro-focus X-ray computed tomography. *Dent Mater J* 2007; 26(4):598-601.

Nelson W (1990). *Accelerated testing: statistical models, test plans and data analysis*: John Wiley & Sons, New York.

Nevins M, Langer B. The successful application of osseointegrated implants to the posterior jaw: a long-term retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993; 8(4):428-32.

Nowjack-Raymer RE, Sheiham A. Numbers of natural teeth, diet, and nutritional status in US adults. *J Dent Res* 2007; 86(12):1171-5.

O'Brien WJ (2002). *Biomaterials Properties Online Database*. University of Michigan. Quintessence Publishing;
www.lib.umich.edu/dentlib/Dental tables.html.

Oh W, Gotzen N, Anusavice KJ. Influence of connector design on fracture probability of ceramic fixed-partial dentures. *J Dent Res* 2002; 81(9):623-7.

Oh WS, Anusavice KJ. Effect of connector design on the fracture resistance of all-ceramic fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 2002; 87(5):536-42.

Omar H, Atta O, El-Mowafy O. Difference between selected and obtained shade for metal-ceramic crown systems. *Oper Dent* 2008; 33(5):502-7.

Overview (2004). *Dental Market Overview*: Nobel Biocare, pp.
www.nobelbiocare.com/global/en/about/dentalmarket/default.htm.

Ozcan M. Fracture reasons in ceramic-fused-to-metal restorations. *J Oral Rehabil* 2003; 30(3):265-9.

Phark JH, Duarte S, Jr., Blatz M, Sadan A. An in vitro evaluation of the long-term resin bond to a new densely sintered high-purity zirconium-oxide ceramic surface. *J Prosthet Dent* 2009; 101(1):29-38.

Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 1999; 20(1):1-25.

Pittayachawan P, McDonald A, Young A, Knowles JC. Flexural strength, fatigue life, and stress-induced phase transformation study of Y-TZP dental ceramic. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2009; 88(2):366-77.

Pjetursson BE, Tan K, Lang NP, Bragger U, Egger M, Zwahlen M. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. I. Implant-supported FPDs. *Clin Oral Implants Res* 2004; 15(6):625-42.

Pjetursson BE, Bragger U, Lang NP, Zwahlen M. Comparison of survival and complication rates of tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs) and implant-supported FDPs and single crowns (SCs). *Clin Oral Implants Res* 2007a; 18 Suppl 3(97-113).

Pjetursson BE, Sailer I, Zwahlen M, Hammerle CH. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part I: Single crowns. *Clin Oral Implants Res* 2007b; 18 Suppl 3(73-85).

Quinn G (2007). Fractography of ceramics and glasses. A NIST recommended practice guide; Special Publication 960-16; Washington DC: National Institute of Standards and Technology; May 2007 (<http://www.ceramics.nist.gov/pubs/practice.htm>).

Quinn GD, Quinn JB, Scherrer SS (2006). Fractographic analysis of all ceramic restorations. Proceedings of Conference on "Adhesion, Ceramics and Bleaching - a

critical evaluation" Transactions of Academy of Dental Materials, October 23-25, São Paulo, Brazil.

Quinn JB, Quinn GD, Kelly JR, Scherrer SS. Fractographic analyses of three ceramic whole crown restoration failures. *Dent Mater* 2005; 21(10):920-9.

Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2004; 92(6):557-62.

Raigrodski AJ, Chiche GJ, Potiket N, Hochstedler JL, Mohamed SE, Billiot S, et al. The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxide-based ceramic fixed partial dental prostheses: a prospective clinical pilot study. *J Prosthet Dent* 2006; 96(4):237-44.

Reis VB, Raigrodski A, Strassler H, Kunzelmann KH, Kern M, Pospiech P (2007). All-ceramics at a glance: Introduction to indications, material selection, preparation and insertion of all-ceramics restoration.: Arbeitsgemeinschaft f. Keramik in d. Zahnkeilkunde.

Rekow D, Thompson VP. Near-surface damage-a persistent problem in crowns obtained by computer-aided design and manufacturing. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine* 2005; 219(4):233-243.

Rekow D, Thompson VP. Engineering long term clinical success of advanced ceramic prostheses. *J Mater Sci Mater Med* 2007; 18(1):47-56.

Rekow D, Zhang Y, Thompson VP. Can material properties predict survival of all-ceramic posterior crowns? *Compendium of continuing education in dentistry* 2007; 28(7):362-368.

Rekow ED, Harsono M, Janal M, Thompson VP, Zhang G. Factorial analysis of variables influencing stress in all-ceramic crowns. *Dent Mater* 2006; 22(2):125-32.

ReliaSoft (2007). What is accelerated life testing ?
http://www.weibull.com/AccelTestWeb/what_is_accelerated_life_testing_.htm.

ReliaSoft (2009). Reliability Glossary:
http://www.weibull.com/knowledge/rel_glossary.htm.

Richards D, Lawrence A. Evidence based dentistry. Br Dent J 1995; 179(7):270-3.

Ritter JE. Critique of test methods for lifetime predictions. Dent Mater 1995a; 11(2):147-51.

Ritter JE. Predicting lifetimes of materials and material structures. Dent Mater 1995b; 11(2):142-6.

Rosenblum MA, Schulman A. A review of all-ceramic restorations. J Am Dent Assoc 1997; 128(3):297-307.

Rosenstiel SF, Land MF, Rashid RG. Dentists' molar restoration choices and longevity: a web-based survey. J Prosthet Dent 2004; 91(4):363-7.

Sadoun M (1989). Slip cast alumina ceramics. GC International Conference on Dental Ceramics, Leeds Castle, England.

Sailer I, Feher A, Filser F, Gauckler LJ, Luthy H, Hammerle CH. Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. Int J Prosthodont 2007a; 20(4):383-8.

Sailer I, Holderegger C, Jung RE, Suter A, Thievent B, Pietrobon N, et al. Clinical study of the color stability of veneering ceramics for zirconia frameworks. Int J Prosthodont 2007b; 20(3):263-9.

Sailer I, Pjetursson BE, Zwahlen M, Hammerle CH. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after

an observation period of at least 3 years. Part II: Fixed dental prostheses. Clin Oral Implants Res 2007c; 18 Suppl 3(86-96).

Santana T, Zhang Y, Guess P, Thompson VP, Rekow ED, Silva NR. Off-axis sliding contact reliability and failure modes of veneered alumina and zirconia. Dent Mater 2009.

Scherrer SS, Quinn JB, Quinn GD, Kelly JR. Failure analysis of ceramic clinical cases using qualitative fractography. Int J Prosthodont 2006; 19(2):185-92.

Scherrer SS, Quinn JB, Quinn GD, Wiskott HW. Fractographic ceramic failure analysis using the replica technique. Dent Mater 2007; 23(11):1397-404.

Scherrer SS, Quinn GD, Quinn JB. Fractographic failure analysis of a Procera AllCeram crown using stereo and scanning electron microscopy. Dent Mater 2008; 24(8):1107-13.

Silva NR, de Souza GM, Coelho PG, Stappert CF, Clark EA, Rekow ED, et al. Effect of water storage time and composite cement thickness on fatigue of a glass-ceramic trilayer system. J Biomed Mater Res B Appl Biomater 2008; 84(1):117-23.

Silva NR, Coelho PG, Fernandes CA, Navarro JM, Dias RA, Thompson VP. Reliability of one-piece ceramic implant. J Biomed Mater Res B Appl Biomater 2009; 88(2):419-26.

Sozio RB, Riley EJ. Shrink-free ceramic. Dent Clin North Am 1985; 29(4):705-17.

Studart AR, Filser F, Kocher P, Gauckler LJ. Fatigue of zirconia under cyclic loading in water and its implications for the design of dental bridges. Dent Mater 2007a; 23(1):106-14.

Studart AR, Filser F, Kocher P, Luthy H, Gauckler LJ. Cyclic fatigue in water of veneer-framework composites for all-ceramic dental bridges. Dent Mater 2007b; 23(2):177-85.

Studart AR, Filser F, Kocher P, Luthy H, Gauckler LJ. Mechanical and fracture behavior of veneer-framework composites for all-ceramic dental bridges. *Dent Mater* 2007c; 23(1):115-23.

Suarez MJ, Lozano JF, Paz Salido M, Martinez F. Three-year clinical evaluation of In-Ceram Zirconia posterior FPDs. *Int J Prosthodont* 2004; 17(1):35-8.

Subbarao EC (1981). Zirconia: an overview. In: Science and Technology of zirconia. AH Heuer and LW Hobbs editors. Columbus, OH: The American Ceramic Society, pp. 1-24.

Sundh A, Molin M, Sjogren G. Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. *Dent Mater* 2005; 21(5):476-82.

Swain MV, Rose LRF. Strength Limitations of Transformation-Toughened Zirconia Alloys. *Journal of the American Ceramic Society* 1986; 69(7):511-518.

Swain MV. Unstable cracking (chipping) of veneering porcelain on all-ceramic dental crowns and fixed partial dentures. *Acta Biomater* 2009.

Taskonak B, Mecholsky JJ, Jr., Anusavice KJ. Fracture surface analysis of clinically failed fixed partial dentures. *J Dent Res* 2006; 85(3):277-81.

Thompson VP, Rekow DE. Dental ceramics and the molar crown testing ground. *J Appl Oral Sci* 2004; 12(sp. issue):26-36.

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(3):231-8.

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(3):217-22.

Tonami K, Takahashi H. Effects of aging on tensile fatigue strength of bovine dentin. *Dent Mater J* 1997; 16(2):156-69.

Tsalouchou E, Cattell MJ, Knowles JC, Pittayachawan P, McDonald A. Fatigue and fracture properties of yttria partially stabilized zirconia crown systems. *Dent Mater* 2008; 24(3):308-18.

Wataha JC, Messer RL. Casting alloys. *Dent Clin North Am* 2004; 48(2):vii-viii, 499-512.

Weinstein M, Katz S, Weinstein AB (1962). US Patents 3.052.982 e 3.052.983.

Wennström J, Palmer R (1999). Consensus report: clinical trials. 3rd European workshop on periodontology, Berlin, Germany.: Quintessence.

Wenz HJ, Bartsch J, Wolfart S, Kern M. Osseointegration and clinical success of zirconia dental implants: a systematic review. *Int J Prosthodont* 2008; 21(1):27-36.

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(5):370-7.

Zhang Y, Lawn BR, Rekow ED, Thompson VP. Effect of sandblasting on the long-term performance of dental ceramics. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2004; 71(2):381-6.

Zhang Y, Song JK, Lawn BR. Deep-penetrating conical cracks in brittle layers from hydraulic cyclic contact. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2005; 73(1):186-93.

Zhang Y, Lawn BR, Malament KA, Van Thompson P, Rekow ED. Damage accumulation and fatigue life of particle-abraded ceramics. *Int J Prosthodont* 2006; 19(5):442-8.

Referências

Abstract

ABSTRACT

Statement of problem: chipping within veneering porcelain has resulted in high clinical failure rates for implant-supported zirconia (Y-TZP) bridges. This study evaluated the reliability and failure modes of mouth-motion step-stress fatigued implant-supported Y-TZP versus Palladium-Silver alloy (PdAg) three-unit bridges. Methods: Implant-abutment replicas were embedded in polymethylmethacrylate resin. Y-TZP and PdAg frameworks, of similar design (n=21 each), were fabricated, veneered, cemented (n=3 each), and Hertzian contact tested to obtain ultimate failure load. In each framework group eighteen specimens were distributed across 3 step-stress profiles and mouth-motion cyclically loaded according to the profile on the lingual slope of the buccal cusp of the pontic. Results: PdAg failures included competing flexural cracking at abutment and/or connector area and chipping, whereas Y-TZP presented predominantly cohesive failure within veneering porcelain. Including all failure modes, the reliability (2-sided at 90% confidence intervals) for a "mission" of 50,000 and 100,000 cycles at 300 N load was determined (Alta Pro, Reliasoft). No difference in reliability was observed between groups for a mission of 50,000. Reliability remained unchanged for a mission of 100,000 for PdAg, but significantly decreased for Y-TZP. Conclusion: Higher reliability was found for PdAg for a mission of 100,000 cycles at 300N. Failure modes differed between materials.