



**UNICAMP**

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

TANISHA EBERT TAVARES

**CARACTERÍSTICAS BIOMECÂNICAS E ESTÉTICAS ENTRE  
INFRAESTRUTURAS METÁLICAS E DE CERÂMICAS  
MODIFICADAS PARA PRÓTESES FIXAS UNITÁRIAS E EM  
PONTE**

Monografia apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, como requisito para Obtenção do Título de Especialista em Prótese Dentária.

PIRACICABA  
2017

TANISHA EBERT TAVARES

**CARACTERÍSTICAS BIOMECÂNICAS E ESTÉTICAS ENTRE  
INFRAESTRUTURAS METÁLICAS E DE CERÂMICAS  
MODIFICADAS PARA PRÓTESES FIXAS UNITÁRIAS E EM  
PONTE**

Monografia apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, como requisito para Obtenção do Título de Especialista em Prótese Dentária.

Orientador: Prof. Dr. João Paulo dos Santos Fernandes

ESTE EXEMPLAR CORRESPONDE À VERSÃO FINAL DA MONOGRAFIA APRESENTADA PELA ALUNA TANISHA EBERT TAVARES, E ORIENTADA PELO DR. JOÃO PAULO DOS SANTOS FERNANDES.

PIRACICABA  
2017

Ficha catalográfica  
Universidade Estadual de Campinas  
Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Piracicaba  
Marilene Girello - CRB 8/6159

T197c Tavares, Tanisha Ebert, 1990-  
Características biomecânicas e estéticas entre infraestruturas metálicas e de cerâmicas modificadas para próteses fixas unitárias e em ponte / Tanisha Ebert Tavares. – Piracicaba, SP : [s.n.], 2017.

Orientador: João Paulo dos Santos Fernandes.  
Trabalho de Conclusão de Curso (especialização) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Prótese dentária parcial fixa. 2. Ligas metalo-cerâmicas. 3. Cerâmica odontológica. I. Fernandes, João Paulo dos Santos, 1966-. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

Informações adicionais, complementares

**Palavras-chave em inglês:**

Partial dentures, fixed

Metal ceramic alloys

Dental ceramics

**Área de concentração:** Prótese Dentária

**Titulação:** Especialista

**Data de entrega do trabalho definitivo:** 10-02-2017

## DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho à minha mãe Tânia Ebert Tavares, por estar sempre me acompanhando e me dando força e incentivo para continuar crescendo em minha profissão.

Dedico ao meu pai, Rogério Lelis Tavares por acreditar em mim e me dar oportunidade de continuar estudando e aprimorando meus conhecimentos.

Dedico ao meu irmão Yuri Ebert Tavares por me acompanhar em todos os momentos da minha vida, sendo eles alegres ou difíceis, e continuar a caminhar comigo, me ajudando e incentivando.

Dedico à minha avó Tereza de Jesus Lelis Tavares, "In memoriam", por ter feito parte da minha vida de maneira ilustre e inesquecível e, de alguma maneira, ainda me acompanhar em todos os momentos.

Dedico aos meus padrinhos e primo, Antônio Coelho Lima Jr., Fátima Nogueira e Felipe Nogueira Coelho Lima, por me acolherem em seu lar facilitando o traslado para a conclusão do curso; me apoiarem e me proporcionarem uma vivência familiar fora de casa.

## **AGRADECIMENTOS**

Agradeço a Faculdade de Odontologia de Piracicaba por me acolher tão bem durante o curso de especialização.

Agradeço a minha mãe Tânia por estar sempre ao meu lado me apoiando e incentivando em todas as minhas escolhas.

Agradeço ao meu pai Rogério Lelis por entender a necessidade e me apoiar a continuar estudando.

Agradeço a todos os meus familiares que estiveram me apoiando e torcendo pelo meu sucesso e durante a minha graduação e principalmente durante a pós-graduação.

Agradeço o Prof. Dr. Wilkens Aurélio Buarque e Silva pela oportunidade de cursar esta especialização, por me ensinar o real valor e a beleza do tratamento reabilitador. Agradeço também pela amizade e por esses dois anos de convívio.

Agradeço o Prof. Dr. João Paulo dos Santos Fernandes, meu orientador e professor deste curso por todos os ensinamentos, principalmente clínicos, ensinados com paciência e dedicação.

Agradeço a todos os professores deste curso, em especial o Prof. Dr. Guilherme da Gama Ramos pelo acompanhamento clínico e por toda a experiência passada.

Agradeço a nossa protética Keila por todo trabalho desenvolvido e pela amizade.

Agradeço aos meu colegas de turma, por esses dois anos de muita convivência e aprendizado, pelo auxílio na clínica e pelos momentos de amizade.

E, por fim, agradeço às minhas colegas de quarto, Flávia, Lilian e Lorrane, por fazerem com que o andamento do curso se desse de maneira mais leve, divertida e inesquecível.

## SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	8
2	PROPOSIÇÃO.....	10
3	REVISÃO DE LITERATURA.....	11
4	DISCUSSÃO .....	19
5	CONCLUSÃO .....	22
	REFERÊNCIAS .....	23

## RESUMO

A perda de unidades dentárias é uma realidade no dia-a-dia da clínica odontológica. Para restabelecer a oclusão, as funções mastigatória, fonética e estética, são confeccionadas próteses dentárias. Nas próteses unitárias ou pontes fixas podemos utilizar sistemas metalocerâmicos, que possuem uma infraestrutura metálica, ou sistemas metal free que, como o nome já diz, são livres de ligas metálicas. As próteses metalocerâmicas são largamente utilizadas e suas propriedades mecânicas apresentam resultados satisfatórios nos casos em que são escolhidas. Além destas, uma alternativa mais recente no mercado é o uso de sistemas livres de metal que apresentam ótimas propriedades estéticas e de biocompatibilidade, porém seu uso em regiões posteriores da boca ainda é considerado arriscado caso não sejam bem planejados. O objetivo deste trabalho foi revisar a literatura dos diversos estudos existentes sobre as propriedades mecânicas e estéticas destes sistemas e suas respectivas indicações.

Palavras chave: Prótese parcial fixa, ligas metalocerâmicas, cerâmicas.

## ABSTRACT

Teeth loss is an everyday reality at any dental clinic. Therefore, in order to reestablish a dental occlusion, articular function, phonetics and still have a positive aesthetic outcome, dental prostheses are used. When working with unit and partial denture or fixed bridgework, metal-ceramic crowns are often used since they may be either a metallic structure, or metal-free systems. Metal-ceramic prosthesis are used a lot and in all cases, their mechanical properties show successful results. Besides this option, another innovative alternative in the market is the metal-free systems, which possess great aesthetic and biocompatibility properties; however, when used on further regions of the mouth may be considered a risk in cases that were not properly planned. The purpose of this research includes the analysis and revision of the existing studies on the mechanical and aesthetical properties of these different systems as well as their indications.

Keywords: fixed partial prosthesis, metal-ceramics leagues, ceramics.

## 1 INTRODUÇÃO

A Odontologia vem alcançando avanços no que se diz respeito à conscientização das pessoas em relação aos cuidados que se deve ter com a saúde oral, entretanto, a ausência de certas unidades dentárias nas arcadas ainda é uma situação que pode ser facilmente encontrada.

A perda de dentes pode ser provocada pela cárie, doenças periodontais e por traumatismos e quando isto ocorre, os dentes que estão adjacentes e antagônicos tendem a mover-se para o espaço livre provocando todo o tipo de desequilíbrios nas arcadas dentárias, além da reabsorção do osso alveolar. Para restaurar as funções mastigatória, estética e fonética, e minimizar os efeitos acima referidos, é que se confeccionam as próteses dentárias (Kina, 2005).

Dentre os materiais utilizados para a restauração protética odontológica, a cerâmica é a mais comumente indicada, por se tratar de um material que possui excelente estética, além de ser a mais aceitável biocompatibilidade no meio bucal. A técnica da metalocerâmica ou porcelana fundida sobre metal, como também é conhecida, é o método mais largamente utilizado para compensar a natureza extremamente frágil do material cerâmico (Rollo & Rossitti, 1999).

O conhecimento dos princípios, formas e características da infraestrutura para restaurações metalocerâmicas é fundamental tanto para o reabilitador oral quanto para o técnico em prótese dentária (TPD), uma vez que o desenho adequado determina a morfologia da restauração final, previne fraturas e promove saúde bucal adequada. Segundo Vieira, Fichaman e Santos Junior (1989), desde que o metal tenha um correto tratamento, a forma da estrutura metálica é o fator mais importante para prevenir a fratura das próteses metalocerâmicas.

Lançados há algumas décadas, os sistemas livres de metal, chamados de “Metal free”, foram apresentados ao mercado como uma resposta aos problemas de resistência flexural apresentados pelas porcelanas convencionais e à falta de biocompatibilidade e estética dos sistemas metálicos convencionais. Vistas com ceticismo no início, foram agregando novas propriedades e benefícios e com o crescente número de estudos, tanto laboratoriais quanto clínicos, consolidaram-se como uma opção segura e altamente eficaz de tratamento quando bem indicadas (Andrade, 2005).

Atualmente, com o domínio tecnológico da fabricação de cerâmicas associados à potentes e controlados fornos de queima, as cerâmicas dentais apresentam características físicas e mecânicas excelentes, representando dentre os materiais dentários com finalidade restauradora, a melhor opção na busca de uma cópia fiel dos elementos dentárias (Craig & Powers, 2004; Noort, 2004).

## **2 PROPOSIÇÃO**

O objetivo deste trabalho foi revisar a literatura existente sobre as características biomecânicas das infraestruturas metálicas e totalmente cerâmicas para sua utilização no tratamento reabilitador protético.

### 3 REVISÃO DE LITERATURA

Para realizar uma restauração metalocerâmica satisfatória, deve ser considerada a rigidez das infraestruturas de sustentação; o controle das forças de tensão e compressão; a forma, função e estética; a biocompatibilidade com a vitalidade do dente e do periodonto; o coeficiente de expansão térmica; a espessura correta da porcelana; o acesso à manutenção da higiene bucal e o desenho das regiões marginais (Araújo, 2000; Berger, 1989; Miller, 1983).

Owall & Cronström (2000), estudaram as principais complicações ocorridas com restaurações metalocerâmicas com oito ou mais elementos, nos dois primeiros anos após a cimentação. Os autores verificaram que 41% das próteses falharam por fratura da infraestrutura metálica, 24% por falta de retenção, 17% devido à fratura da porcelana, 10% em decorrência da fratura do dente ou da raiz e 7% por outras razões.

O sucesso clínico das restaurações depende do ajuste do *copping* ou armação metálica, estética e ausência de elevada tensão elástica residual. As tensões começam a se desenvolver devido à diferença nos coeficientes térmicos, já que a prótese é resfriada abaixo da temperatura de transição do vidro das porcelanas. Segundo Anusavice (1985), a compatibilidade térmica dos sistemas metalocerâmicos é a variável mais difícil de avaliar.

A infraestrutura deve ter forma adequada, a fim de evitar sobrecontornos e permitir um perfil de emergência ideal (Araújo, 2000; Miller, 1983; Ramos Júnior; Batista; Miranda; 1997). A espessura do metal deve possibilitar que seja aplicado de 1,5 a 2,0 mm de porcelana (Miller, 1983). Essa camada de porcelana deve ser uniforme para obtenção de resistência e estética adequadas e controle na contração. Espessura superior a 2,0 mm perde a ação de abraçamento ao metal, podendo ocorrer fratura, além de contração excessiva (Hobo; Shillingburg, 1973; Ramos Júnior; Batista; Miranda, 1997).

O *copping* metálico deve possuir uma espessura que não permita a deformação pelo abraçamento da porcelana durante a cocção, ou pelas tensões liberadas durante a permanência no forno a altas temperaturas. Essas tensões são induzidas pelo acabamento a frio do *copping* antes da aplicação da porcelana, o que pode acarretar fraturas e deslocamento da porcelana. (Vieira; Fichaman; Santos Junior, 1989). O *copping* obtido pela eletrodeposição de ouro puro, possui espessura

uniforme de 0,2 mm, propiciando boa espessura de cerâmica e menor desgaste dentinário. Os resultados estéticos são ótimos, devido à qualidade da área do selamento cervical, mantendo a integridade das estruturas biológicas ao redor da margem da coroa e proporcionando benefícios do ponto de vista periodontal. (Dulger; Gadau; Rathmer, 2001; Faria; Bottino, 2002; Nishioka *et al.*, 2002).

Considerando o contato oclusal, este deve ser exclusivamente em metal ou cerâmica, não sendo adequado que seja na interface metal/cerâmica, pois pode acarretar fratura na cerâmica (Araújo, 2000). Durante o resfriamento da porcelana todas as camadas ficam sob compressão da superfície externa para a interface metal-cerâmica, sendo esta união mecânica muito importante e mais forte que a união química. Desta forma, a porcelana deve recobrir ao menos, a incisal ou parte da cúspide, para aproveitar o abraçamento da cerâmica. (Ramos Júnior; Batista; Miranda, 1997). Quando há pouco espaço interoclusal, a superfície oclusal pode ser totalmente metálica, sendo apenas as faces e cúspides vestibulares construídas em porcelana, com ilhas de metal, onde ocorre o contato. (Araújo, 2000; Miller, 1983; Ramos Júnior; Batista; Miranda, 1997).

O contato proximal nos dentes anteriores deve ser em porcelana para não interferir na translucidez e não escurecer o dente adjacente, e nos dentes posteriores deve ser em metal (Hobo & Shilinburg, 1973). Esses contatos se localizam no terço oclusal da coroa, exceto entre o primeiro e segundo molar superior, onde ocorre no terço médio. A superfície axial da coroa cervical ao ponto de contato, deve ser plana ou ligeiramente côncava. Os contatos devem estar localizados para vestibular no centro dos dentes posteriores, com exceção do contato entre o primeiro e segundo molar superior, que deverá estar centralizado no sentido vestibulo-lingual. (Shilinburg; Hobo; Whitsett, 1998).

A infraestrutura das coroas unitárias devem possuir dimensão anatômica de aproximadamente 2/3 do trabalho definitivo, ângulos internos arredondados e nas bordas da cinta metálica ângulos vivos e de preferência em 90°, extensão próximo-incisal adequada para suportar a superfície livre de cerâmica e a cinta metálica deve apresentar altura de 0,5 mm e 2,5 mm nas faces vestibular e lingual, respectivamente. As infraestruturas das próteses parciais fixas devem apresentar retentores com cinta metálica lingual ao longo de toda a superfície com altura de 2,5 mm e estendendo-se às faces proximais e fazendo-se presente também na conexão entre cada retentor e pântico na forma de U, aumentando assim a resistência nessas áreas. Os pânticos

deverão ter sua anatomia básica reduzida em  $\frac{1}{4}$  aproximadamente, o que corresponde à área que será ocupada pela cerâmica e a conexão entre cada pântico e cada retentor deverá ser feita na superfície proximal, porém, a cinta metálica lingual deverá prosseguir da superfície lingual do retentor e estender-se para os pânticos (Araújo, 2000).

As conexões devem apresentar configuração adequada para criar condições estéticas e de higiene, além de preservar a resistência da estrutura metálica. Isso é alcançado confeccionando uma banda metálica lingual em todo o comprimento da prótese, aumentando assim sua resistência e auxiliando no resfriamento, reduzindo a diferença do coeficiente de expansão térmica do metal e da porcelana, durante os processos de aquecimento e resfriamento (Araújo, 2000; Shillinburg; Hobo; Whitsett, 1998). Adicionalmente, o conector metálico precisa ser colocado próximo à superfície lingual tanto quanto a forma e a função permitam, para que seja obtida adequada ameiola vestibular e separação das unidades, oferecendo espaço adequado para a porcelana na zona interproximal e garantindo boa cor e vitalidade da cerâmica, lateralmente e sem exposição do metal (Berger, 1989). O desenho do pântico deve se conformar à morfologia oclusal e, para satisfazer requisitos estéticos, à morfologia oral e labial. O contato com o tecido subjacente deve ser passivo, sem pressão, deve ter adequado desenho, correto polimento, todas as superfícies devem ser convexas e bem acabadas (Ramos Júnior; Batista; Miranda, 1997).

É sabido, porém, que a estética é um fator primordial na odontologia e, portanto, as restaurações ceramocerâmicas, em razão de sua alta capacidade de mimetizar os tecidos dentais, são a escolha de preferência de muitos profissionais e pacientes. Contudo, ocasionalmente estas coroas falham gerando desconforto e inconvenientemente abrem questões sobre a efetividade desse tipo de tratamento (Martins et al., 2010). Porém, de acordo com Anusavice (1986), as cerâmicas adquiriram, nestas duas últimas décadas, propriedades que permitem o seu emprego isoladamente sem a necessidade do reforço com estrutura metálica. De acordo com os relatos de Fernandes et al. (2007), as próteses livres de metal são viáveis e já são uma realidade para a confecção de próteses unitárias. Tendo suas indicações respeitadas, podem fazer parte do dia a dia clínico com segurança.

Dentre as características das cerâmicas, podemos listar a biocompatibilidade, baixa condução térmica, estabilidade de cor, baixo acúmulo de placa, resistência à abrasão, além de promover uma excelente estética. Em contrapartida, as cerâmicas possuem seu desempenho clínico comprometido se analisadas pela sua resistência mecânica quando submetidas às tensões de tração, o que as configura como frágeis. Entretanto, a resistência à fratura por si só não é capaz de prever o comportamento em longo prazo, devendo-se considerar outras propriedades mecânicas, como a tenacidade à fratura, dureza e módulo de elasticidade. Os componentes biológicos (oclusão, atividade funcional e parafuncional), além do tipo de substrato (dentina, esmalte, resina composta, liga metálica), espessura da linha de cimentação, tipo de cimento e adesão da cerâmica ao substrato dentário, representam tópicos importantes que devem ser considerados durante a seleção de um sistema (Haselton; Diaz-Arnold; Hillis, 2000).

Atualmente, existe uma grande variedade de classes cerâmicas disponíveis para distintas indicações, de acordo com seus fabricantes. Contudo, não existe um único sistema totalmente cerâmico passível de ser empregado em todas as situações clínicas. Em pouco tempo, impulsionadas por uma demanda estética crescente, cerâmicas para infraestruturas foram desenvolvidas e podem ser indicadas com certa segurança em situações clínicas específicas. O aumento crescente na resistência destes materiais permitiu a substituição de molares, os quais estão na região com maior esforço oclusal (Martins et. al, 2010).

Uma das principais características dos sistemas cerâmicos, relaciona-se com a translucidez da infraestrutura (Kelly; Nishimura; Campbell, 1996). Quanto mais translúcido for o sistema, mais apropriada será sua indicação para a solução de casos com extrema exigência estética. Contudo, translucidez e resistência são grandezas inversamente proporcionais. O aumento do conteúdo cristalino na composição das cerâmicas com diminuição da fase vítrea, aumentou os valores de resistência à fratura, por outro lado, estes sistemas são mais opacos ou menos translúcidos (Sorensen et al., 1999). Taxas de insucesso elevadas apresentadas pelas próteses totalmente cerâmicas levaram à necessidade de evolução desses materiais. Melhorias nas propriedades mecânicas das cerâmicas foram alcançadas pelo aprimoramento do método de processamento e pela introdução de maiores frações e de novas fases cristalinas. Atualmente, diversos sistemas cerâmicos estão presentes no mercado odontológico, como as cerâmicas à base de sílica (porcelanas e vitrocerâmicas à base

de leucita e de dissilicato de lítio), e à base de óxido (alumina, espinélio e zircônia estabilizada por ítrio). Esses reforços introduzidos à cerâmica apresentam características específicas na busca do aumento da tenacidade (Martins et al., 2010).

Para reforçar as cerâmicas à base de sílica, buscou-se aumentar a fração da fase cristalina, proporcionando melhorias significativas nas propriedades mecânicas por meio do aumento do módulo de elasticidade e consequente limitação na propagação de trincas (Tinschert; Zvez; Marx; Anusavice; 2000). As vitrocerâmicas com reforço de leucita trouxeram um ganho na resistência flexural na ordem de 35-55% em relação às porcelanas feldspáticas. Já as cerâmicas reforçadas por dissilicato de lítio são cerca de 4 vezes mais resistentes do que as feldspáticas. Durante a mastigação desenvolvem-se forças de grande intensidade, 69 N na região anterior e 516N na região posterior (Kampe; Carlsson; Hannerz; Haraldson, 1987). Além disso, cargas compressivas de até 838N foram encontradas em pacientes com sinais de atividade parafuncional como o bruxismo (Cosme; Baldisserotto; Canabarro; Shinkai, 2005). Isto, associado a um ambiente úmido (saliva), e com constantes variações de temperatura e pH. Sendo assim, mesmo com um significativo aumento da resistência flexural de 120 MPa e tenacidade de 1,2 MPa/m<sup>1/2</sup> para a vitrocerâmica com partículas de leucita e 400 MPa e 3,5 MPa/m<sup>1/2</sup> para a vitrocerâmica com fibras curtas de dissilicato de lítio, o uso destes é restrito (Raigrodski, 2004).

As cerâmicas baseadas em alumina foram desenvolvidas para a odontologia em 1965. Seguindo os mesmos conceitos do aumento da rigidez e de deflexão da trinca, utilizam-se óxidos cerâmicos como “limitadores da propagação de trincas” (McLean; Hughes, 1965). A primeira tentativa de introdução de alumina foi limitada a 50% de óxido à porcelana, mas foi aperfeiçoada aumentando a capacidade de adição dos óxidos para aproximadamente 85% em volume (In-Ceram, Vita Zhranfabrik), através do método conhecido como colagem de barbotina (*slip-casting*), o qual aumentou a resistência das porcelanas à base de alumina. Avanços no processamento resultaram em um material com alto conteúdo de alumina densamente sinterizado e com porosidade reduzida que é capaz de suportar cargas flexionais de 699 MPa e que possui uma tenacidade de 3,1 a 4,6 MPa/m<sup>1/2</sup>, ampliando a indicação das restaurações totalmente cerâmicas também para a região posterior (Sailer et al., 2007).

Baseado no desenvolvimento da nova geração de compósitos com matriz cerâmica, as aluminas infiltradas por vidro receberam um acréscimo de 35% de

zircônia parcialmente estabilizada elevando a resistência do material para 800 MPa e sua tenacidade à fratura para 6-8 MPa/m<sup>1/2</sup> (Raigrodski, 2004). Estes resultados demonstram o grande potencial odontológico dos materiais à base de zircônia.

A zircônia possui um mecanismo para aumento da tenacidade que a difere das demais cerâmicas utilizadas em odontologia, a transformação de fases. O aumento de tenacidade por transformação baseia-se na obstrução da propagação da trinca por meio da zircônia estabilizada normalmente com 3% em mol de óxido de ítrio. Esta estabilização permite que a zircônia, que em temperatura ambiente estaria na fase monoclinica (estável), se mantenha na fase tetragonal (Chevalier, 2006). Com propriedades mecânicas superiores às demais cerâmicas, a zircônia Y-TZP ampliou as indicações das próteses cerâmicas para próteses parciais fixas de três a quatro elementos em qualquer região bucal (Raigrodski, 2004). Como visto, a zircônia apresenta excelentes características mecânicas, como a tenacidade à fratura e a resistência flexural, em parte devido a transformação da fase metaestável tetragonal para a monoclinica (Lawson, 1995). Entretanto, a zircônia apresenta o problema relacionado com sua degradação por envelhecimento às baixas temperaturas, sendo que este fenômeno ocorre na superfície da zircônia e degrada suas excelentes propriedades mecânicas. A zircônia, quer seja estabilizada por óxido de ítrio, cério, cálcio ou magnésio, é susceptível à degradação em várias situações de ambientes, como ao vapor d'água, à umidade do ar, e a outros fluidos; contudo, em ambiente aquoso, o efeito é mais catastrófico e ocorre em curtos períodos de tempo (Lawson, 1995).

Contudo, o tipo de fatura das cerâmicas à base de silicato e as com alto teor de alumina, assim como as cerâmicas à base de zircônia e todas as cerâmicas odontológicas atuais, é similar. Estas cerâmicas não sofrem deformação plástica antes da propagação da trinca e a ruptura do material é denominada de fratura frágil (Callister, 2003). Este tipo de fratura catastrófica impossibilita reparos (dano irreversível), obrigando a substituição da peça, muitas vezes precocemente.

Vários fatores governam a longevidade das próteses. As falhas podem ser classificadas em biológicas, mecânicas e relacionadas ao paciente (Martins et al., 2010). As complicações biológicas são menos frequentes do que as complicações mecânicas em coroas ou próteses parciais fixas (PPF), totalmente cerâmica (Pjetursson et al., 2007). A falha biológica mais frequente é a perda de vitalidade pulpar, com taxa de 2,1% em cinco anos (Pjetursson et al., 2007). A perda da

vitalidade pulpar ou fratura do pilar pode estar relacionada com o desgaste excessivo da estrutura dentária causado por preparos dentários extensivos (Marquardt; Strub, 2006). A segunda maior causa de fracassos em sistemas totalmente cerâmicos está relacionada com a recidiva de cárie, com taxa anual de 0,37%. (Pjetursson et al., 2007). Já no sistema metalocerâmico, as complicações biológicas são as mais representativas. Em uma análise retrospectiva de 332 PPF em 20 anos, foi observado que a razão mais comum para complicações irreversíveis foi a recidiva de cárie (22%), seguida pela perda de retenção (15,3%) (Backer et al., 2006).

Em relação às complicações mecânicas, como dito, as cerâmicas são frágeis (Anusavice, 2003), e suscetíveis à fratura, especialmente quando sujeitas a carregamento cíclico e em ambiente úmido (Lawn; Deng; Thompson, 2001). O desempenho estrutural dos sistemas cerâmicos permanece menos estável do que o do sistema metalocerâmico, pois a fratura catastrófica da porcelana de revestimento afeta de 5 a 10% das coroas totalmente cerâmicas em um período de seis anos (Kelly, 2004). A evidência clínica indica que a maioria das fraturas que ocorre em estruturas protéticas é o resultado da falha por fadiga, a qual é explicada pelo desenvolvimento e a propagação de trincas microscópicas em áreas de concentração de tensão, sendo a falha catastrófica o resultado final do carregamento cíclico que excede a capacidade mecânica do material (Wiskott; Nicholls; Belser, 1995). A capacidade de resistência do material à propagação de trincas pode ser descrita pela propriedade de tenacidade à fratura (*K<sub>IC</sub>*), a qual é uma propriedade intrínseca do material, sendo um importante parâmetro a ser avaliado durante a seleção do sistema cerâmico (Cesar et al., 2006). As trincas podem ter origem em locais que envolvem defeitos de processamento, como: aspereza superficial, porosidades e inclusão de impurezas; e de defeitos inerentes ao material, também relacionados ao tamanho da partícula, à tensão residual e à presença de microtrincas (Kelly; Campbell; Bowen, 1989).

Um grande número de fatores pode afetar o desempenho das coroas totalmente cerâmicas, os quais podem ser controlados pelo clínico ou são dependentes do paciente (Rekow et al., 2006). O desafio é entender como cada fator ou a interação entre estes podem influenciar a longevidade clínica. Um fator em especial chama a atenção. A análise dos trabalhos de acompanhamento clínico demonstra claramente a preocupação dos autores em excluir pacientes com atividade parafuncional, pois podem produzir forças oclusais com potencial deletério sobre os sistemas totalmente cerâmicos (Bindl; Mormann, 2002; McLaren; White, 2000).

Quando os valores das taxas de sobrevida dos sistemas ceramocerâmicos são agrupados de acordo com a posição na boca, torna-se evidente que as próteses localizadas na região anterior apresentam sobrevida superior às localizadas na região posterior (Pjetursson et al., 2007).

A resistência à fratura das PPFs está relacionada com a forma, o tamanho e a posição do conector, além do comprimento dos pânticos (Raigrodski; Saltzer, 2002). A forma mais comum de falhas em PPFs totalmente cerâmicas é a fratura dos conectores, resultado da propagação de trincas a partir da superfície gengival dos pânticos. Esta região está sujeita a forças de tração, que são forças pobremente suportadas pelas cerâmicas (Kim et al., 2007; Kelly, 1999; Kelly; Tesk; Sorensen, 1995). Para minimizar este tipo de falha, os conectores devem ter altura e espessura suficientes para resistir às forças funcionais, respeitando as dimensões mínimas indicadas. Quando o espaço interoclusal é restrito, pode ser difícil construir conectores com altura e largura adequados sem comprometer o espaço de higienização e acomodação da papila gengival (Becker; Kaldahl, 1981). As formas inadequadas dos conectores foram reportadas como fator de início a propagação da trinca (Pospiech et al., 1996).

## 4 DISCUSSÃO

As tradicionais coroas metalocerâmicas consistem numa infraestrutura de metal recoberta por porcelana. A infraestrutura de metal é opaca e por consequência não consegue imitar a translucidez do dente natural. Os sistemas totalmente cerâmicos surgiram com o intuito de eliminar estas infraestruturas, na tentativa de promover uma melhor distribuição da reflexão da luz, resultando assim, numa melhor estética. Porém, antes de qualquer início de tratamento restaurador, é necessário um planejamento detalhado e individual de cada situação, para que o sucesso do tratamento seja garantido.

As tradicionais coroas metalocerâmicas satisfazem a demanda da alta resistência requerida pela cavidade oral, mas estas restaurações apresentam deficiência estética como a presença de sombra do metal na área gengival, assim como reações de hipersensibilidade causadas pelas ligas metálicas (Thompson; Rekow, 2004).

Araújo (2000), afirma que a resistência da porcelana tem relação significativa com a estrutura do metal e, portanto, o planejamento da infraestrutura metálica é muito importante.

Ribeiro et al. (2005), concluíram que o desenho correto das infraestruturas metálicas é essencial para o sucesso das restaurações metalocerâmicas, proporcionando-lhes resistência. Este desenho deve seguir a anatomia do dente, ter ângulos arredondados, sulcos pouco pronunciados e região marginal em bisel metálico. Constataram ainda que a diferença do coeficiente de expansão térmica entre o metal e a porcelana deve ser a menor possível, a espessura do *copping* metálico deve estar entre 0,3 mm e 0,5 mm possibilitando a colocação de camada de porcelana com no mínimo, 1,5 mm e no máximo 2,0 mm de espessura, o desenho do conector deve oferecer resistência e permitir a higienização, o pântico deve ter mínimo contato com a mucosa, superfície convexa, bem acabada e polida e a solda deve ser realizada após a remoção, nos pânticos, no sentido oblíquo de anterior para posterior. O espaço para solda deve ser de 0,3 mm a 0,5mm entre as superfícies a serem soldadas, que devem ser planas, paralelas e uniformes.

Segundo Fernandes et al., (2007), as coroas metalocerâmicas são as mais utilizadas na odontologia, mas vêm perdendo espaço para uma nova tecnologia de prótese fixa livre de metal, chamada metal free.

Kina (2005), indicou os sistemas cerâmicos livres de metal, para quase todas as situações clínicas referentes a reconstruções dentárias fixas, quanto as suas funções biomecânicas podem ser seguras e efetivamente cumpridas, nos diversos segmentos do arco dentário, baseando-se principalmente na resistência dos sistemas ao estresse oclusal.

Poliket, Chiche e Finger (2004), afirmam que os sistemas ceramocerâmicos possuem qualidades estéticas superiores aos sistemas metalocerâmicos, contudo, apresentam características relacionadas à resistência que limitam seu uso às áreas de menor incidência de forças, como na região anterior da cavidade oral.

Rolim et al., (2013), concluíram que quando bem indicadas e bem executadas pelo clínico, as restaurações totalmente cerâmicas apresentam elevadas taxas de sobrevivência. Os autores observaram que, após 5 anos de uso clínico, as taxas de sobrevivência variaram de acordo com o tipo de restauração, de 70 a 100%. Após 10 anos, variaram entre 53 e 93%. De acordo com a revisão de literatura feita por eles, conclui-se que existem evidências científicas que suportam a utilização destas restaurações nas clínicas diárias.

Porém, Kina (2005), colocou que a introdução de sistemas cerâmicos livres de metal, apesar de favorecer em muito a confecção de próteses mais estéticas, com resoluções ópticas muito semelhantes às das estruturas dentais, principalmente no quesito translucidez/luminosidade, ficando evidente, quando se imagina a dificuldade do técnico em prótese dentária em esconder estruturas metálicas sob finas camadas cerâmicas, é preciso salientar que estes sistemas apenas facilitam o trabalho, mas não garantem em hipótese alguma o resultado estético.

Em um estudo feito em 2009, Ferreira concluiu que a contra-indicação dos sistemas totalmente cerâmicos é devido à falha que ocorre normalmente na região do conector levando à sua fratura, bem como falhas de adaptação marginal, lembrando que forças de mordida aplicadas na direção horizontal são um fator crítico que determina sucesso e fracasso. Por isso se constroem próteses fixas metal free de até três elementos e não mais. Relatou ainda que os sistemas metal free solucionam os problemas de resistência flexural apresentados pela falta de biocompatibilidade e

estética dos sistemas metálicos convencionais, proporcionando a naturalidade e uma biocompatibilidade ideal.

Por fim, Bayardo-González (2007), concluiu que a presença de reforço (cinta lingual e poste proximal), resultou em aumento da resistência à fratura. Concomitantemente, as infraestruturas das coroas metalocerâmicas com ou sem reforço apresentaram maiores valores de resistência à fratura e o menor valor de resistência à fratura ocorreu com as infraestruturas de alumina sem reforço. As coroas metalocerâmicas com ou sem reforço sofreram fraturas conservativas na porcelana de revestimento, enquanto as coroas ceramocerâmicas sofreram fraturas catastróficas e cominutivas.

No mercado odontológico é possível encontrar uma diversidade de sistemas cerâmicos disponíveis, devido à exigência cada vez maior pela excelência na estética dental. Cada sistema cerâmico apresenta suas vantagens e desvantagens, indicações específicas e também contra-indicações a depender de cada caso e/ou finalidade. Portanto, cabe ao profissional avaliar a necessidade de utilização de cada sistema para determinada situação clínica, mantendo-se sempre atento às atualizações e publicações de novos estudos sobre estes sistemas já existentes e quaisquer novos que venham a surgir.

## 5 CONCLUSÃO

- Os sistemas metalocerâmicos são mais largamente utilizados e se consagraram há mais tempo no mercado odontológico. O sucesso dos sistemas metalocerâmicos está diretamente relacionado ao correto desenho das infraestruturas metálicas, que proporcionam resistência.
- Os sistemas metal-free foram adicionados ao mercado para solucionar os problemas de biocompatibilidade, resistência flexural e exigência por maior estética em relação aos sistemas metalocerâmicos, porém, ainda apresentam limitações quanto à sua indicação em áreas posteriores da cavidade oral devido a sua baixa resistência mecânica quando submetidas a tensões de tração.
- O sucesso clínico de cada sistema restaurador advém de um minucioso planejamento. É necessário conhecer e entender as características dos sistemas metalocerâmicos e ceramocerâmicos, considerando as vantagens e desvantagens de ambos, para que a escolha de utilização deles seja feita de maneira adequada e específica para cada caso.

## REFERÊNCIAS

Andrade, O. S. Sistemas metal-free: uma visão geral. AliaNews: Informativo Interno do Laboratório Aliança. V. 1, n. 1, p. 1-2, maio. 2005. Disponível em: <<http://www.laboratorioalianca.com.br/download/alianews/2011/alianews01.pdf>>.

Acesso em: 09 fev. 2017.

Anusavice, K. J. Ligas de metais nobres para restaurações metalocerâmicas. Dent. Clin. N. Amer., v. 29, n. 4, p. 232, 1985.

Anusavice, K. J. Phillips' science of dental materials. 10. ed. Philadelphia: W. B Saunders Company, 1986.

Anusavice, K. J., Phillips R. W. Phillips' science of dental materials, Saunders, W. B. Co., London, UK, p. 345, 2003.

Araújo, C. R. P. Formas e características das infraestruturas para próteses metalocerâmicas. In: PEGORARO, L.F. Prótese Fixa. São Paulo: Artes Médicas, 2000. p. 202-218.

Bayardo-González, D. E., Avaliação da resistência à fratura em coroas metalocerâmicas e ceramocerâmicas utilizando infraestruturas com e sem reforço. Bauru, 2007.

Becker, C. M.; Kaldahl, W. B. Current theoris of crown contour, margin placement, and pontic design. J. Prosthet. Dent., v. 45, n. 3, p. 268-277, 1981.

Berger, R. Esthetic and physiologic consideration in metallic framework design. Dent. Clin. N. Amer., v. 33, n. 2, p. 293-299, 1989.

Bindl, A.; Mormann, W. H. Na up to 5-year clinical evaluation of posterior in-ceram CAD/CAM core crowns. Int. J. Prosthodont., v. 15, n. 5, p. 451-456, 2002.

Callister, J. W. An Introduction to Materials Science and Engineering, John Wiley & Sons Inc., New York, EUA, p. 129, 2003.

Cesar, P. F.; Yoshimura, H. N.; Miranda Jr., W. G.; Miyazaki, C. L.; Muta, L. M.; Rodrigues Filho, L. E. Relationship between fracture toughness and flexural strength in dental porcelains. J. Biomed. Mater. Res. B - Appl. Biomater., v. 78, n. 2, p. 265-73, 2006.

Chevalier, J. What future for zircônia as a biomaterial? Biomaterials, v. 27, n. 4, p.535-43, 2006.

Cosme, C. D.; Baldisserotto, S. M.; Canabarro, S. A.; Shinkai, R. S. Bruxism and voluntary maximal bite force in young dentate adults. J. Prosthet. Dent., v. 18, n. 4, p. 328-32, 2005.

Craig. R. G.; Powers, J. M. Materiais dentários restauradores. 11. ed. São Paulo: Santos, 2004.

De Backer, H.; Van Maele, G.; De Moor, N.; Van den Berghe, L.; De Boever, J. An 18-year retrospective survival study of full crowns with or without posts. Int. J. Prosthodont., v. 19, n. 2, p. 136-42, 2006.

Dulger, J.; Gadau, C.; Rathmer, R. Treatment behavior and complete-mouth rehabilitation using AGC crown: a case report. Int. J. Periodontics Restorative Dent, v. 21, n. 4, p. 373-9, 2001.

Faria, R.; Bottino, M. A. Estética em restaurações do tipo Inlay e Onlay utilizando dupla estrutura: ouro (eletrodeposição) + cerâmica ou polímero: relato de casos clínicos. PCL, v. 4, n. 20, p. 276-285, 2002.

Fernandes, M. G., et. al Restaurações estéticas indiretas: Relatos de casos clínicos. Odontologia. Clín.-Científ., Recife, v. 6, n. 4, p. 329-333, out./dez., 2007.

Ferreira, F. D., Indicações e contra-indicações da cerâmica metal-free na confecção de próteses fixas. Governador Valadares, 2009.

Giordano, R. A. Dental ceramic restorative systems. *Compend. Contin. Educ. Dent.*, v. 17, n. 8, p. 779-82, 784-6 passim; quiz 794, 1996.

Haselton, D. R.; Diaz-Arnold, A. M.; Hillis, S. L. Clinical Assessment of high-strength all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent.*, v. 83, n. 4, p. 396-401, 2000.

Hobo, S.; Shillinburg Junior, H.T. Porcelain fused to metal. Tooth preparation and coping design. *J. Prosthet. Dent.*, v. 30, n. 1, p. 28-36, 1973.

Kampe, T.; Carlsson, G. E.; Hannerz, H.; Haraldson, T. Three-year longitudinal study of mandibular dysfunction in young adults with intact and restored dentitions. *Acta Odontol. Scand.*, v. 45, n. 1, p. 25-30, 1987.

Kelly, J. R.; Campbell, S. D.; Bowen, H. K., Fracture-surface analysis of dental ceramics. *J. Prosthet. Dent.*, v. 62, n. 5, p. 536-41, 1989.

Kelly, J. R. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *J. Prosthet. Dent.*, v. 81, n. 6, p. 652-661, 1999.

Kelly, J. R. Dental ceramics: current thinking and trends. *Dent. Clin. North Am.*, v. 48, n. 2, p. 513-30, 2004.

Kelly, J. R.; Nishimura, I.; Campbell, S. D. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *J. Prosthet Dent.*, v. 75, n. 1, p. 18-32, 1996.

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

Kim, B.; Zhang, Y.; Pines, M.; Thompson, V. P. Fracture of porcelain-veneered structures in fatigue. *J. Dent. Res.*, v. 86, n. 2, p. 142-146, 2007.

Kina, S. Cerâmicas dentárias. *R Dental Press Estét* - v.2, n.2, p. 112-128, abr./maio/jun. 2005.

- Lawn, B. R.; Y. Deng, Y.; Thompson, V. P. Use of contact testing in the characterization and design of all-ceramic crownlike layers structures: A review. *J. Prosthet. Dent.*, v. 86, n. 5, p. 495-510, 2001.
- Lawson, S. Environmental degradation of zircônia ceramics. *J. Eur. Ceram. Soc.*, v. 15, n. 6, p. 485-502, 1995.
- Marquardt, P.; J. R. Strub, J. R. Survival rates of IPS Empress 2 all-ceramic crowns and fixed partial dentures: Results of 5-year prospective clinical study. *Quintessence Int.* v. 37, n. 4, p. 253-259, 2006.
- Martins, L. M.; Lorenzoni, F. C.; Faria, B. C.; Lopes, L. D. S.; Bonfante, G.; Rubo, J. H. Comportamento biomecânico das cerâmicas odontológicas. *Cerâmica*, v. 56, n. 388, p. 148-155, 2010.
- McLean, J. W.; Hughes, T. H. The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. *Br. Dent. J.* v. 119, n. 6, p. 251-67, 1965.
- McLaren, E. A.; White, S. N. Survival of In-Ceram crowns in a private practice: a prospective clinical trial. *J. Prosthet. Dent.*, v. 83, n. 2, p. 216-22, 2000.
- Miller, L. L. Framework design in cerometal restorations. *Dent. Clin. N. Amer.*, v. 21, n. 4, p. 699-716, 1977.
- Nishioka, R. S. et. al Coroa metalocerâmica com coping em eletrodeposição: relato de casos clínicos. *PCL*, v.4, n.17, p.80-5, 2002.
- Owall, B.; Cronstrum, R. First two-year complications of fixed partial dentures, eight units or more. Swedish Guarantee Insurance claims. *Acta Odontol. Scand.*, v. 58, n.2, p.72-6, 2000.
- Poliket, N.; Chiche, G.; Finger, I. M.; In vitro fracture strength of teeth restored with different all-ceramic crown system. *J Prosthet Dent.*, v. 92, n. 5, p. 491-495, 2004.

Pospiech, P.; Rammelsberg, P.; Goldhofer, G.; Gernet, W. All-ceramic resin-bonded bridges. A 3-dimensional finite-element analysis study. *Eur. J. Oral Sci.*, v. 104, n. 4, p. 390-395, 1996.

Raigrodski, A. J.; A. M. Saltzer, A. M. Clinical considerations in case selection for all-ceramic fixed partial dentures. *Pract. Proced. Aesthet. Dent.*, v. 14, n. 5, p. 411-419, 2002.

Raigrodski, A. J. Contemporary materials and Technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *J. Prosthet. Dent.*, v. 92, n. 6, p. 557-62, 2004.

Ramos Junior, L.; Batista, J.G.; Miranda, M.E. Características da infraestrutura para restaurações metalocerâmicas. *Odonto Pope*, v.1, n.3, p.160-169, 1997.

Rekow, E. D.; Harsono, M.; Janal, M.; Thompson, V. P.; Zhang G, G. Factorial analysis of variables influencing stress in all-ceramic crowns, *Dent. Mater.*, v. 22, n.2, p. 125-32, 2006.

Ribeiro, C. F.; Rode, S. M.; Neves, A. C. C.; Filho, A. L. Formas e características da infraestrutura metálica das restaurações metalocerâmicas convencionais. *Rev. Biociên.*, v. 11, n. 1-2, p. 77-83, 2005.

Rolim, R. M. A.; Sarmiento, H. R.; Branco, A. C. L.; Campos, F.; Pereira, S. M. B.; Souza, R. O. A. Desempenho clínico de restaurações cerâmicas livres de metal: revisão da literatura. *R bras ci saúde*, v. 17, n.2, p. 309-318, 2013.

Rollo, J. M. D. A.; Rossitti, S. M. Restauração metalocerâmica: um estudo comparativo da compatibilidade térmica de ligas Ni-Cr e porcelanas odontológicas. *Rev Odontol Univ São Paulo, São Paulo*, v. 13, n. 1, jan. 1999.

Sailer, I.; Pjetursson, B. E.; Zwahlen, M.; Hammerle, C. H. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part II: Fixed dental prostheses. *Clin. Oral Implants Res.*, v. 18, p. 86-96, 2007.

Shillinburg, H. T. J.; Hobo, S.; Whitsett, L. D. Fundamentos de prótese fixa. São Paulo: Quintessence, 1998. cap. 1, p. 13-46, cap. 15, p. 289-302.

Sorensen, J. A.; Cruz, M.; Mito, W. T., Raffeiner, O., Meredith, H. R., Foser, H. P. A clinical investigation on three-unit fixed partial dentures fabricated with lithium disilicate glass-ceramic. *Pract Proced Aesthet Dent.*, v.1 1, n. 1, p. 95-106, 1999.

Thompson, V. P.; Rekow, D.E. Dental ceramics and the molar crown testing ground. *J. Appl Oral Sci.*, v. 12, p. 26-36, 2004.

Tinschert, J.; Zvez, D.; Marx, R.; Anusavice, K. J. Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zircônia-based ceramics. *J. Dentistry*, v. 28, n. 7, p. 529-35, 2000.

Vieira, G. F.; Fichaman, D. M.; Santos Junior, J. S. O desenho dos copings nas metalocerâmicas. *Rev. Paul. Odont.*, v. 11, n.4, p.2-7, set./out. 1989.

Wiskott, H. W.; Nicholls, J. I.; Belser, U. C., Stress fatigue: basic principles and prosthodontic implications. *Int. J. Prosthodont.*, v. 8, n. 2, p. 105-16, 1995.