



**UNIVERSIDADE ESTADUAL DA PARAÍBA
CAMPUS I – CAMPINA GRANDE
CENTRO DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS E DA SAÚDE
CURSO DE ODONTOLOGIA**

JONATHAN BRENO DA SILVA VÉRAS MARINHO

**AVALIAÇÃO DA INFLUÊNCIA DAS CARACTERÍSTICAS DO CONECTOR NA
LONGEVIDADE DE PRÓTESES LIVRES DE METAL POR MEIO DE UMA
REVISÃO DE LITERATURA**

**CAMPINA GRANDE
2016**

JONATHAN BRENO DA SILVA VÉRAS MARINHO

**AVALIAÇÃO DA INFLUÊNCIA DAS CARACTERÍSTICAS DO CONECTOR NA
LONGEVIDADE DE PRÓTESES LIVRES DE METAL POR MEIO DE UMA
REVISÃO DE LITERATURA**

Artigo apresentado a Universidade Estadual da Paraíba, como requisito parcial à obtenção do título de Cirurgião Dentista pelo curso de graduação em Odontologia da Universidade Estadual da Paraíba.

Orientador: Prof. Dr. José Renato Cavalcanti de Queiroz.

**CAMPINA GRANDE
2016**

É expressamente proibida a comercialização deste documento, tanto na forma impressa como eletrônica. Sua reprodução total ou parcial é permitida exclusivamente para fins acadêmicos e científicos, desde que na reprodução figure a identificação do autor, título, instituição e ano da dissertação.

M338a Marinho, Jonathan Breno da Silva Vêras.

Avaliação da influência do conector na longevidade de próteses livres de metal por meio de uma revisão de literatura [manuscrito] / Jonathan Breno da Silva Vêras Marinho. - 2016. 22 p. : il.

Digitado.

Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Odontologia) - Universidade Estadual da Paraíba, Centro de Ciências Biológicas e da Saúde, 2016.

"Orientação: Prof. Dr. José Renato Cavalcanti de Queiroz, Departamento de Odontologia".

1. Próteses livres de metal. 2. Prótese metal-free. 3. Prótese dentária. 4. Conector de zircônia. I. Título.

21. ed. CDD 617.69

JONATHAN BRENO DA SILVA VÉRAS MARINHO

AVALIAÇÃO DA INFLUÊNCIA DAS CARACTERÍSTICAS DO CONECTOR NA
LONGEVIDADE DE PRÓTESES LIVRES DE METAL POR MEIO DE UMA REVISÃO
DE LITERATURA

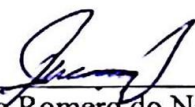
Artigo apresentado a Universidade Estadual da Paraíba, como requisito parcial à obtenção do título de Cirurgião Dentista pelo curso de graduação em Odontologia da Universidade Estadual da Paraíba.

Aprovada em: 19 / 10 / 2016.

BANCA EXAMINADORA



Prof. Dr. José Renato Cavalcanti de Queiroz (Orientador)
Universidade Estadual da Paraíba (UEPB)



Prof. Msc. Silvio Romero do Nascimento
Universidade Estadual da Paraíba (UEPB)



Prof. Dr. João Paulo da Silva Neto
Universidade Estadual da Paraíba (UEPB)

Dedico à minha família que tanto me apoiou,
incentivou, e por todo suporte e motivação dados à
minha vida e ao meu crescimento profissional.

AGRADECIMENTOS

Nada é por acaso. Para tudo existe um propósito. Agradeço primeiramente a Deus, pela oportunidade e privilégio, e por sempre estar presente na minha vida proporcionando-me fé, coragem e sabedoria para seguir em frente em busca dos meus objetivos.

Aos meus familiares, em especial meus pais, Josileide e Adenildo, que não mediram esforços para a realização dessa etapa da minha vida, e aos demais por todo incentivo e torcida nessa árdua trajetória.

Agradeço aos colegas e amigos que contribuíram de alguma forma e sempre me incentivaram ao longo desses anos.

Aos amigos que o curso me deu, em especial Andreza Dias, Letícia, Thayse Milena, Waleska e a minha dupla Andrezza Souto, por todo companheirismo que foi tão importante ao longo desses cinco anos.

A todos os funcionários do Departamento de Odontologia da UEPB pela presteza e atendimento quando foi necessário.

A todos os professores que se mostraram habilitados durante esses anos, e que inapelavelmente foram corresponsáveis pelo meu crescimento intelectual. E um agradecimento especial ao meu orientador, o professor José Renato, por gentilmente ter me ajudado e me guiado no decorrer deste trabalho, me dando todo o apoio necessário.

Enfim, um muito obrigado a todos que contribuíram e me apoiaram em mais uma etapa!

“Não importa o que aconteça, continue a nadar.”
(WALTERS, Graham; *Procurando Nemo*, 2003)

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	7
2. MÉTODOS	10
3. RESULTADOS.....	10
4. DISCUSSÃO	12
4.1. Prótese com 3 elementos.....	12
4.2. Prótese com 4 elementos.....	14
4.3. Formato dos conectores.....	14
4.4. Materiais cerâmicos.....	16
5. CONSIDERAÇÕES FINAIS	17
REFERÊNCIAS.....	19

AVALIAÇÃO DA INFLUÊNCIA DAS CARACTERÍSTICAS DO CONECTOR NA LONGEVIDADE DE PRÓTESES LIVRES DE METAL POR MEIO DE UMA REVISÃO DE LITERATURA

Jonathan Breno da Silva Vêras Marinho*

RESUMO

Objetivo: O objetivo deste estudo foi avaliar a influência das características dos conectores no sucesso de próteses livres de metal através de uma revisão de literatura. **Métodos:** Na base de dados do *MEDLINE/PubMed* foi utilizado o descritor “conector de zircônia ou conector de dissilicato” (em inglês, *connector zirconia or connector disilicate*) e a partir da obtenção dos artigos foi realizado a leitura dos resumos e aqueles que atingiram os critérios de inclusão foram utilizados para esta pesquisa. **Resultados:** A busca forneceu um total de 81 artigos, mas apenas 25 foram considerados para a análise porque eram os únicos que satisfizeram os critérios da pesquisa. Todos os artigos traziam informações sobre a altura, espessura ou área total recomendadas dos conectores, 12 mostraram estudos que abordavam o formato ideal dos mesmos e 3 deles tratavam, também, das diferenças na dimensão do conector quando se levava em consideração a extensão da prótese. As dimensões propostas em próteses à base de zircônia exibem valores menores do que os dos materiais à base de dissilicato de lítio, e do que as recomendações dos fabricantes. Ambos os materiais mostram a superioridade do conector de forma redonda quando se considera a resistência à fratura. **Conclusões:** As dimensões dos conectores variam conforme o material selecionado e podem apresentar dimensões menores que as recomendadas pelo fabricante. Porém os resultados deste estudo são baseados, primordialmente, em estudos *in vitro*, havendo a necessidade da realização de mais estudos clínicos.

Palavras-Chave: Conector. Zircônia. Prótese *metal-free*.

1. INTRODUÇÃO

A alta demanda estética levou muitos estudos a seguirem num ritmo implacável a fim de encontrar materiais que combinem excelentes características estéticas com altas propriedades mecânicas, de modo que as conhecidas restaurações *metal-free* só conseguiram atingir esse objetivo com a introdução da zircônia na Odontologia nos últimos anos. As próteses totalmente cerâmicas ganharam espaço na rotina da clínica protética por apresentar uma grande diversidade de materiais com propriedades estéticas superiores quando comparadas as próteses metalo-cerâmicas e, também, pelas suas propriedades mecânicas adequadas, que conferem resistência e durabilidade (GARGARI, 2010).

* Aluno de Graduação em Odontologia na Universidade Estadual da Paraíba – Campus I.
Email: marinhobrenno14@gmail.com

Algumas características dos conectores afetam a resistência mecânica das próteses. A altura do conector tem sido um fator determinante e diversos estudos mostraram que em situações onde a altura do conector é limitada gera concentrações de tensão e consequentes falhas nessa região das próteses, as quais podem ter o estresse diminuído substancialmente diante de um pequeno aumento na altura do conector de 3 para 4 mm (KAMPOSIORA, 1996; SORENSEN, 1999). O mesmo se aplica à espessura do conector, sua relevância pode ser evidenciada em um estudo onde o aumento na resistência à fratura, de cerca de 300N, pode ser obtida quando se aumenta de 3,5 para 4 mm a largura do conector (LARSSON, 2007). Outro fator importante a ser considerado é o tipo de formato, estudos demonstraram sua significância ao comparar, principalmente, conectores de forma arredondada com os de forma afilada, onde a partir do padrão de fratura observado em cada um e considerando os aspectos biológicos, ficou claro que o formato arredondado causa menos injúria ao periodonto e pode melhor suportar forças oclusais do que o formato afilado (HAMZA, 2016). Quanto ao tipo de material de infraestrutura utilizado, é conhecido que as propriedades mecânicas das cerâmicas derivadas da zircônia permitem a redução dos elementos de conexão com relação aos materiais cerâmicos utilizados anteriormente nas pontes (PICONI, 2012). E um último fator a ser considerado é a localização do conector. Estudos mostram que os conectores de próteses na região posterior quando comparados com os da região anterior ficam evidentes suas diferenças, visto que as próteses na região de incisivos não necessitam ser tão resistentes à fratura como as próteses da região de molares, daí a necessidade de um conector adequado na concepção do seu design, sendo muito aplicáveis nas PPF's anteriores os conectores de forma triangular com sessões transversais diminuídas que fornecem, de forma eficiente, altura e largura, além de serem esteticamente mais desejáveis e mais fáceis de higienizar (MURASE, 2014).

Os métodos de obtenção das cerâmicas odontológicas mais frequentemente utilizadas para a confecção de próteses livres de metal compreendem os sistemas prensados (Sistema IPS Empress), o sistema infiltrado por vidro (Sistema In Ceram) e as cerâmicas usinadas (CAD/CAM). Os sistemas prensados (Sistema IPS Empress) são baseados em cerâmica vítrea reforçada por cristais de leucita ou reforçada por cristais de dissilicato de lítio, no qual a cerâmica é injetada num molde de revestimento, obtido pela técnica da cera perdida, sob alta temperatura e pressão. Esta técnica de pressão pelo calor tem proporcionado o aumento na resistência da cerâmica IPS Empress (GOMES, 2008). O sistema infiltrado por vidro (Sistema In Ceram) foi desenvolvido visando melhorar os problemas relacionados com a resistência à fratura e tenacidade, sua composição consiste em duas fases tridimensionais interpenetradas:

uma fase de alumina e uma fase vítrea, esse sistema é indicado para coroas unitárias anteriores e posteriores, sendo o primeiro a confeccionar PPF's de 3 elementos totalmente cerâmicos para a região anterior até canino (DELLA BONA, 2004; MCLEAN, 1967), sendo necessário uma dimensão mínima para o conector de 4 mm de altura e 3 mm de espessura (MCLAREN, 1998). E no sistema CAD/CAM utiliza-se de tecnologias de desenho desenvolvidas através de programas de *software* capazes de realizar formas bi e tridimensionais e transformá-los em objeto material utilizando máquinas operatrizes robotizadas, normalmente esses sistemas calculam as seções mínimas resistentes do material, levando em consideração o perfil, as dimensões dos elementos contíguos, o segmento a ser reconstruído e o tipo de tecido. É considerada uma seção de, pelo menos, 5 mm² do conector para garantir resistência à infraestrutura de Y-TZP (PICONI, 2012).

Contudo, existem alguns insucessos inerentes às restaurações totalmente cerâmicas que devem ser considerados, pois muitas vezes representam limitações significativas. As boas propriedades mecânicas de alguns materiais cerâmicos permitem a construção de pontes fixas posteriores, mas a diferença de propriedades entre o material da infraestrutura e a cerâmica de cobertura é um fator limitante que deve ser considerado (MANICONE, 2007; ABOUSHELIB, 2007), de modo que a fratura da cerâmica de cobertura tem sido descrita como frequente motivo da falha das pontes fixas em zircônia (KOMINE, 2010; PELAEZ, 2012). Ainda, a fratura da prótese na região do conector é uma intercorrência relevante na clínica protética, uma vez que o conector da prótese é o ponto mais susceptível a fratura mecânica por representar uma secção transversal relativamente estreita, de formato irregular e que possui acúmulo de tensões (LARSSON, 2007). Por isso seu tamanho deve ser ajustado tanto na altura como na espessura, para prevenir falhas, já que diversos estudos demonstraram que o fracasso da restauração é quase sempre devido a uma fratura que começa na porção gengival (área de tração) do conector e se propaga até o pântico (PLENGSOMBUT, 2009).

A partir dos vários aspectos que envolvem os conectores em próteses totalmente cerâmicas e conhecendo sua relevância, muitas vezes determinante, no sucesso desse tipo de restauração foi conduzida uma revisão de literatura a fim de avaliar a influência das características do conector na longevidade de próteses livres de metal, bem como esclarecer informações sobre um dos insucessos mais frequentes que acometem as próteses totalmente cerâmicas, mostrando condições consideradas ideais dos conectores para que se tenha sucesso nas reabilitações desse tipo.

2. MÉTODOS

Na base de dados do *MEDLINE/PubMed* foi utilizado o descritor “conector de zircônia ou conector de dissilicato” (em inglês, *connector zirconia or connector disilicate*) uma vez que, clinicamente, as cerâmicas Y-TZP e dissilicato de lítio são as mais usadas como infraestruturas de próteses fixas livres de metal, e a partir da obtenção dos artigos, eles foram pré-selecionados pelo título e foi realizada a leitura dos resumos, onde aqueles que atingiram os critérios de inclusão foram utilizados para esta pesquisa.

Foram considerados apenas artigos que apresentassem estudos clínicos e/ou laboratoriais que abordassem características dos conectores, tais como altura, espessura, área, formato, localização e extensão do espaço protético. Como critérios de exclusão, foram eliminados artigos anteriores a 2002 (últimos 15 anos), artigos que não foram publicados na língua inglesa e artigos que estudaram o conector em próteses em cantilever e implanto-suportadas.

3. RESULTADOS

Após a busca inicial com o descritor, foi obtido um total de 81 artigos, que após a aplicação dos critérios de inclusão restaram 25, onde 17 deles tratavam de estudos exclusivamente com zircônia, 4 tratavam de estudos com o dissilicato de lítio e 4 apresentavam estudos com os dois materiais em questão (Tabela 1).

Com relação às características pertinentes aos conectores, todos os artigos traziam informações sobre a altura, espessura ou área total recomendadas, 12 mostraram estudos que abordavam o formato ideal dos mesmos e 3 deles tratavam, também, das diferenças na dimensão do conector quando se levava em consideração a extensão da prótese.

Tabela 1. Relação dos artigos com o tipo de material tratado, o tipo de estudo, a localização e extensão da prótese e valores mínimos aceitáveis da altura, espessura e área dos conectores.

AUTOR	MATERIAL	TIPO DE ESTUDO	LOCALIZAÇÃO	EXTENSÃO (UNIDADES)	ALTURA x ESPESSURA (mm)	ÁREA DO CONECTOR (mm ²)
Oh, Anusavice, 2002	Dissilicato de lítio	Laboratorial	Posterior	3	4x5	-
Lüthy et al., 2005	Zircônia e Dissilicato de lítio	Laboratorial	Posterior	4	>2,8x2,7***	>7,3***
Raigrodski et al., 2006	Zircôn	Clínico	Posterior	3	-	9
Larsson et al., 2007	Zircônia	Laboratorial	Posterior	4	4x4	16
Stuart et al., 2007	Zircônia	Laboratorial	Anterior e Posterior	3/4/5	3,7/5,8/7*	10,8/26,4/38,5
Plengsombut et al., 2009	Zircônia e Dissilicato de lítio	Laboratorial	Posterior	3	3x3***	-
Schmitter et al., 2009	Zircônia	Clínico	Posterior	4	3x5*	9
Wolfart et al., 2009	Dissilicato de lítio	Clínico	Anterior e Posterior	3	4x3/4x4	12/16
Mölers et al., 2011	Zircônia	Laboratorial	Posterior	3	2,3x2,2/3,1x3,6**	3,9/10,1
Onodera et al., 2011	Zircônia e Dissilicato de lítio	Laboratorial	Posterior	3	4x3/5x4	9/>9
Lin et al., 2012	Zircônia e Dissilicato de lítio	Laboratorial	Posterior	3	- 5x5	-
Raigrodski et al., 2012	Zircônia	Clínico e Laboratorial	Posterior	3	-	9
Schmitter et al., 2012	Zircônia	Clínico	Posterior	4/7	-	9
Sorrentino et al., 2012	Zircônia	Clínico	Posterior	3	Altura = 4	9
Ambré et al., 2013	Zircônia	Laboratorial	Anterior e Posterior	3	3x3/4x4	9/16
Borba et al., 2013	Zircônia	Laboratorial	Posterior	3	-	9
Schultheis et al., 2013	Dissilicato de lítio	Laboratorial	Posterior	3	4x4	16
Takuma et al., 2013	Zircônia	Laboratorial	Posterior	4	3,39x3,39	9
Murase et al., 2014	Zircônia	Laboratorial	Anterior	3	3,3x2,2	5
Reich et al., 2014	Dissilicato de lítio	Clínico	Anterior e Posterior	3	4x4/4x5	16/20
Borba et al., 2015	Zircônia	Laboratorial	Posterior	3	3,6x3,1	9
López-Suárez et al., 2015	Zircônia	Laboratorial	Posterior	3	3x3	-
Basso et al., 2016	Zircônia	Laboratorial	Posterior	3	-	9
Hamza et al., 2016	Zircônia	Laboratorial	Anterior e Posterior	3	2x3/3x3	9
Mahmood et al., 2016	Zircônia	Laboratorial	Anterior	3	3x3	7,3

*Diâmetro mínimo.

**Conector mesial próximo ao dente 14 / conector distal próximo ao dente 16.

***Valores aceitáveis apenas para materiais à base de zircônia.

4. DISCUSSÃO

Em 19 dos artigos em questão são analisados próteses de 3 elementos, enquanto apenas 6 trazem informações de próteses com mais elementos (4, 5, 6 ou 7). Dividimos o capítulo da discussão em dois tópicos relacionados às próteses com 3 e, posteriormente, 4 elementos. Bem como as informações sobre o formato dos conectores e as duas linhagens de materiais cerâmicos considerados.

4.1. Prótese com 3 elementos

Baseado nas informações coletadas nos artigos se analisou, inicialmente, as informações referentes aos conectores em zircônia, tais quais altura, espessura e/ou área. Nos estudos com próteses de 3 elementos se considera apenas um elemento suspenso. Quando se avalia a altura, alguns autores afirmam que os fabricantes sugerem que as dimensões do conector devem ser maiores na vertical do que na horizontal, porque a direção principal da carga é vertical, (LARSSON, 2007; WOLFART, 2007; GARGARI, 2010; BORBA, 2013). Nos artigos que tratam dos materiais à base de zircônia (Y-TZP, zircônia reforçada por alumina infiltrada por vidro, e dióxido de zircônia), uma altura mínima do conector de 2,0 mm para próteses parciais fixas de 3 unidades confeccionadas em Y-TZP (ProCera zircônia; Nobel Biocare) já pode ser aceitável para a região anterior (HAMZA, 2016). Mesmo que alguns estudos mostrem que a disponibilidade de espaço (altura) na região anterior é maior que nos segmentos posteriores (AMBRÉ, 2013), essa disponibilidade acaba sendo menosprezada em detrimento da estética, em muitos casos.

Nos artigos que trazem informações sobre a espessura mínima recomendada dos conectores na região anterior, um valor mínimo de 2,2 mm de espessura já é aplicável em PPF's inferiores e 3,0 mm para as superiores com 3 unidades, onde a capacidade de suportar cargas não é tão crítica (MURASE, 2014; MAHMOOD, 2016; HAMZA, 2016). Apesar de que a indicação dos fabricantes preconize um valor mínimo de 9 mm² na seção transversal para aplicação clínica, parece ser muito propício que esse valor seja alterado tanto por razões estéticas ou porque a situação clínica exige, por isso, foi possível ver nos artigos valores menores. Porém, mesmo em espessuras reduzidas, na região anterior as infraestruturas à base de zircônia se mostram capazes de suprir as propriedades mecânicas desejadas (RAIGRODSKI, 2006; AMBRÉ, 2013; MURASE, 2014).

A colocação de próteses posteriores de cerâmica pura às vezes é difícil quando as dimensões do conector são comprometidas pela disponibilidade de espaço na região, por fatores, tais como a altura do dente, oclusão, e a estética (ESQUIVEL-UPSHAW, 2014). Em um dos estudos que comparou próteses com diferentes materiais de núcleo e avaliou a capacidade de suporte de carga em próteses posteriores com 4 elementos mostrou que a Y-TZP (DeguDent) com uma seção transversal mínima dos conectores de 7,3 mm² (2,8 mm de altura e 2,7 mm de espessura) é considerado demasiadamente pequeno para próteses posteriores de quatro unidades, as quais devem possuir uma seção transversal maior para obter êxito, sendo somente aplicável para as de 3 unidades (LÜTHY, 2005).

Diante do exposto e baseado em testes de resistência à flexão até fratura e testes de resistência à fratura com corpos de prova que não possuíam cerâmica de cobertura, valores de 2,0 mm de altura e de 2,2 e 3,0 mm de espessura dos conectores para região inferior e superior, respectivamente, são tidos como valores mínimos aceitáveis para próteses anteriores de 3 unidades confeccionados em zircônia, mesmo que as recomendações dos fabricantes exibam valores mais altos. Enquanto que para a região posterior os valores de 2,8 e 2,7 mm de altura e espessura, respectivamente, são tidos como aceitáveis para próteses posteriores de 3 elementos desde que a Y-TZP seja utilizada como material de infraestrutura.

Com relação à altura e a espessura dos conectores de próteses anteriores confeccionadas com materiais à base de dissilicato de lítio, a seção transversal mínima recomendada é de 12 mm² com uma altura mínima de 4 mm e uma espessura mínima de 3 mm para próteses de 3 unidades, esses valores são baseados em um estudo clínico que observou a longevidade de próteses com 3 elementos durante 46 meses e em um estudo *in situ* que instalou 36 próteses em 28 pacientes, onde observaram e consideraram as recomendações dos fabricantes como condições ideais e tiveram sucesso (WOLFART, 2009; REICH, 2014). Nas informações sobre a altura e espessura dos conectores de próteses confeccionadas com o mesmo material para os segmentos posteriores, um valor mínimo de 4 mm para ambas as medidas é recomendado numa seção transversal mínima de 16 mm² para próteses de 3 elementos. Tais valores podem ser constatados nos mesmos estudos clínicos já citados e em outros dois estudos laboratoriais que realizaram testes de resistência à fratura por fadiga e utilizaram conectores seguindo as recomendações dos fabricantes para ter êxito. Mostrando valores acima dos recomendados para os materiais à base de zircônia (OH e ANUSAVICE, 2002; SCHULTHEIS, 2013).

4.2. Prótese com 4 elementos

Quando se considera próteses parciais fixas para os segmentos posteriores das arcadas dentárias com 4 elementos, sendo 2 suspensos, vários estudos afirmam que a seção transversal mínima recomendada dos conectores é, também, de 9 mm², podendo chegar a um valor mínimo de 3,39 mm de altura para aplicação clínica em próteses de 4 elementos posteriores confeccionadas em zircônia (RAIGRODSKI, 2006; SCHMITTER, 2012; SORRENTINO, 2012; RAIGRODSKI, 2012; TAKUMA, 2013; BORBA, 2015; BASSO, 2016). As próteses com longos vãos que substituem molares devem ser arquitetadas com conectores de pelo menos 4,0 mm de altura. Mas valores de 3,39 e 3,5 mm já são considerados aceitáveis para pontes posteriores de 4 elementos (LARSSON, 2007; SCHMITTER, 2009; AMBRÉ, 2013).

Os valores mínimos da espessura dos conectores de próteses com 4 elementos para os locais posteriores, assim como na altura, visam conferir mais estética junto à resistência da prótese. Tal como nos dados da altura, os valores mínimos de 3,39 mm e 3,5 mm, já são citados com grandes chances de sucesso. Embora, nas recomendações dos fabricantes o mínimo proposto seja de 4,0 mm em seções transversais de 16 mm² (LÜTHY, 2005; RAIGRODSKI, 2006; LARSSON, 2007; SCHMITTER, 2009; SORRENTINO, 2012; AMBRÉ, 2013; TAKUMA, 2013; HAMZA, 2016).

Desse modo, fica evidenciado por um estudo *in vitro* que realizou testes de suporte de carga estática em próteses posteriores de 4 elementos confeccionadas com Y-TZP, que conectores com um design arredondado, apresentando 3,39 mm de altura e de espessura (9 mm²), podem ser utilizados no conector central das pontes de 4 elementos, o qual se localiza mais distante dos pilares e apresenta um potencial maior de fratura, o que reforça ainda mais os valores mínimos do conector considerados aceitáveis encontrados nesse estudo (TAKUMA, 2013).

4.3. Formato dos conectores

Quando se trata da forma dos conectores para próteses em região anterior e partindo da condição de que nessa área a disponibilidade de altura para o conector é maior que nos posteriores, os conectores de formato triangular oferecem mais espaço à altura e, fugindo à regra dos conectores arredondados que resistem melhor às forças oclusais do que outros

formatos (ONODERA, 2011; AMBRÉ, 2013; TAKUMA, 2013; HAMZA, 2016), os triangulares parecem ser apropriados para a região dos incisivos inferiores, isso pôde ser constatado em um dos estudos, que afirmou que essa é uma forma eficiente que oferece altura e largura suficiente para a região. No estudo os conectores foram confeccionados considerando a morfologia das coroas dos dentes pilares e do pântico para obter três tipos, o Tipo I possuindo forma de triângulo isósceles, com uma relação altura/largura de 2:1 e base no lado gengival, o Tipo II com a mesma seção transversal do tipo I, mas com a largura máxima localizada no centro e a base do lado lingual, e o Tipo III que é baseada no tipo I, tal como um triângulo isósceles, mas com a altura sendo três quartos da do Tipo I. Nesse estudo os Tipos I e III resistiram melhor às tensões que o Tipo II, devido à parte inferior do conector com apenas um canto (MURASE, 2014).

De acordo com as informações sobre a morfologia dos conectores, um formato ideal, que supre melhor as características desejadas de uma prótese posterior, é fundamental para que o conector ofereça resistência mecânica (OH e ANUSAVICE, 2002; MAHMOOD, 2016; HAMZA, 2016). Um prévio estudo comparando a resistência à flexão de conectores de tamanhos e geometrias diferentes, mostrou que os conectores de formato arredondado com raio de 0,6 milímetros de curvatura, independentemente de sua altura (2 ou 3 mm), suportam melhor as forças oclusais do que o design afilado (de 2 e 3 mm de altura) com raio 0,1 milímetros de curvatura (HAMZA, 2016). Diante disso, diversos estudos enfatizam que conectores com um grande raio gengival, o que os tornam arredondados, tem sido considerados para aumentar a resistência à fratura (AMBRÉ, 2013). Outro estudo mostrou que existe uma correlação positiva entre o raio na parede gengival do conector (aumentando de 0,25 a 0,9 mm) e a média da carga de falha aumenta (140%) (OH e ANUSAVICE, 2002; MAHMOOD, 2016), confirmando que independente da técnica de fabricação, os conectores confeccionados tanto em zircônia (IPS e.max ZirCAD) como em dissilicato de lítio (IPS e.max CAD ou Press) a carga máxima de falha é sempre mais elevada para os conectores de formato arredondado. Além disso, as fraturas dos conectores arredondados exibem um padrão que se alarga do conector em direção ao centro do pântico. Enquanto nos conectores afilados tem menos extensão através do pântico. Tal achado pode ser explicado pelo nível de estresse diferente dentro de formatos de conectores arredondados e afilados, pois estudos anteriores descobriram que os conectores mais suaves e menos inclinados apresentaram níveis mais baixos de estresse (PLENGSOMBUT, 2009). Outros estudos, que compararam conectores de forma arredondada (relação altura/largura de 1:1) com conectores ovais (relação altura/largura 2:3 ou 3:4), não encontraram diferenças notáveis entre eles, apenas uma tendência para uma

carga de fratura superior para os conectores arredondados (ONODERA, 2011; TAKUMA, 2013).

Assim, fica evidenciado que o formato triangular do conector pode ser utilizado em casos de PPF's para os incisivos inferiores, pois explora melhor as condições e a morfologia dos dentes anteriores, e confere uma maior carga de fratura a esse segmento, considerando que a estética não seja comprometida. E que o formato arredondado, que apresenta um raio mais alargado no intradorso gengival, pode suportar forças oclusais melhor do que outros formatos, além de serem mais estéticos, facilitarem a higienização e causarem menos injúrias ao periodonto.

4.4. Materiais cerâmicos

De acordo com a análise das informações referentes às duas linhagens de materiais cerâmicos considerados, o Y-TZP (Vita In-Ceram YZ) apresentou melhor comportamento mecânico que a alumina infiltrada por vidro e reforçada com zircônia (IZ) e a alumina policristalina (AL) (Vita In-Ceram Zirconia e Vita In-Ceram AL), podendo ser considerado o material de escolha para a produção de próteses posteriores mesmo com dimensão menor do conector (9 mm²) (BORBA, 2015). Entre os materiais disponíveis para CAD/CAM, a resistência à fratura do Y-TZP (IPS e.max ZirCAD) é menos afetada pelo design do conector do que o vitrocerâmico à base de dissilicato de lítio (IPS e.max CAD) (PLENGSOMBUT, 2009). Essa ideia é reforçada em estudos que mostraram que quando uma PPF totalmente cerâmica para a região molar é projetada com vitrocerâmico à base de dissilicato de lítio ou de cerâmica aluminizada infiltrada de vidro, é necessário um conector com uma altura de 5 mm e uma dimensão vestibulo-lingual de 4 mm, e uma altura de 4-5 mm e uma dimensão vestibulo-lingual de 3-4 mm, quando a zircônia infiltrada de vidro é usada (ONODERA, 2011). As estruturas de próteses confeccionadas em CEZ (3% mol Y-TZP, Cercon-Zircônia) mostraram uma capacidade de suporte de carga superior e uma confiabilidade mais elevada, indicada por um módulo de Weibull superior, em comparação com estruturas feitas a partir de E2 (vitrocerâmica à base de dissilicato de lítio, IPS Empress2) e ICZ (Alumina infiltrada por vidro/reforçada por zircônia, In-Ceram Zirconia), mostrando que os materiais à base de zircônia, especialmente o Y-TZP, pode ser usado para construção de conectores com uma

dimensão mínima de 7,3 mm², tornando-o aplicável em próteses posteriores de três unidades (LÜTHY, 2005).

Logo, em situações onde a colocação de próteses posteriores de cerâmica pura é dificultada porque as dimensões do conector são comprometidas pela disponibilidade de espaço na região, por fatores, tais como a altura do dente, oclusão, ou a estética. O potencial para as próteses de zircônia serem feitas com tamanhos menores de conectores torna esses materiais cerâmicos (Y-TZP) altamente atrativos para aplicações posteriores, e anteriores, em comparação com outros materiais cerâmicos (ESQUIVEL-UPSHAW, 2014).

5. CONSIDERAÇÕES FINAIS

A altura e a espessura (área) dos conectores em próteses livres de metal são, certamente, os aspectos mais relevantes do ponto de vista mecânico. São eles que determinam, juntamente com a morfologia do conector, a capacidade de suporte de carga, resistência à fratura e à flexão das próteses totalmente cerâmicas tanto anteriores quanto posteriores, independentemente do número de unidades.

Conectores com uma seção mínima de 2,0x3,0 mm² já são aceitáveis para próteses anteriores, bem como de 2,8x2,7 mm² para as posteriores de 3 unidades e confeccionadas com materiais de infraestrutura à base de zircônia. Para os materiais cerâmicos à base do dissilicato de lítio seções mínimas de 4,0x3,0 mm² e 4,0x4,0 mm² são aceitáveis em próteses de 3 unidades anteriores e posteriores, respectivamente.

O formato triangular dos conectores pode ser usado nas próteses em região de incisivos inferiores, pois explora melhor as condições e a morfologia dos dentes em questão lhes conferindo mais resistência. Para os demais segmentos da arcada, o formato arredondado suporta melhor as forças oclusais do que outros formatos, além de serem mais estéticos, facilitarem a higienização e causarem menos injúrias ao periodonto.

Diante dos dados encontrados na literatura, os materiais à base de zircônia exibem medidas mínimas dos conectores menores que os dos materiais à base do dissilicato de lítio. De modo que fica incontestável a superioridade dos materiais derivados da zircônia, e mais ainda do Y-TZP, como material de infraestrutura de conectores, principalmente quando a situação clínica exige dimensões menores. Contudo, os resultados foram baseados, primordialmente, em estudos laboratoriais, havendo a necessidade de estudos clínicos para confirmar os resultados encontrados *in vitro*.

EVALUATION OF THE INFLUENCE OF THE CHARACTERISTICS OF THE
CONNECTOR ON LONGEVITY OF METAL-FREE PROSTHESES BY MEANS OF A
LITERATURE REVIEW

ABSTRACT

Objective: The objective of this study was to evaluate the influence of the characteristics of the connectors on the success of free metal prostheses through a literature review. **Methods:** In the *MEDLINE/PubMed* database was used the descriptor "connector zirconia or connector disilicate" and from obtaining the items was done reading the abstracts and those who reached the inclusion criteria were used for this research. **Results:** The search has provided a total of 81 articles, but only 25 were considered for the analysis because they were the only ones that met the search criteria. All articles brought about the height, thickness and total area recommended connectors, 12 studies showed that approached the ideal shape of the same treated and 3 of them, too, the differences in the size of the connector when it took into account the extent of the prosthesis. The proposed dimensions zirconia-based prostheses exhibit lower values than that of materials based on lithium disilicate, and that the manufacturers recommendations. Both materials show the superiority of the round-shaped connector when considering the fracture toughness. **Conclusions:** The connector dimensions vary depending on the selected material and may have smaller dimensions than those recommended by the manufacturer. But the results of this study are based primarily on *in vitro* studies, with the need to conduct more clinical trials.

Keywords: Connector. Zirconia. Metal-free prosthesis.

REFERÊNCIAS

ABOUSHLIB M.N., DE JAGER N., KLEVERLAAN C.J., FEILZER A.J. **Effect of loading method on the fracture mechanics of two layered all-ceramic restorative systems.** Dent Mater. 2007; 23:952-9.

AMBRÉ M. J., ASCHAN F., VON STEYERN P. V. **Fracture Strength of Yttria-Stabilized Zirconium-Dioxide (Y-TZP) Fixed Dental Prostheses (FDPs) with Different Abutment Core Thicknesses and Connector Dimensions.** Journal of Prosthodontics 22 (2013) 377–382.

BASSO G. R., MORAES R. R., BORBA M., DUAN Y., GRIGGS J. A., BONA A. D. **Reliability and failure behavior of CAD-on fixed partial dentures.** Dental Materials 1-7 (2016).

BORBA M., DUAN Y., GRIGGS J. A., CESAR P. F., BONA A. D. **Effect of ceramic infrastructure on the failure behavior and stress distribution of fixed partial dentures.** Dental Materials 31 (2015) 413–422.

BORBA M., MIRANDA JR. W. G., CESAR P. F., GRIGGS J. A., BONA A. D. **Evaluation of the adaptation of zirconia-based fixed partial dentures using micro-CT technology.** Braz Oral Res., (São Paulo) 2013 Sep-Oct;27(5):396-402.

DELLA BONA, A., SHEN, C., ANUSAVICE K. J. **Work of adhesion of resin on treated lithia disilicate-based ceramic.** Dent. Mater. 2004 May;20(4):338-44.

ESQUIVEL-UPSHAW J. F., CLARK A. E., SHUSTER J. J., ANUSAVICE K. J. **Randomized Clinical Trial of Implant-Supported Ceramic- Ceramic and Metal-Ceramic Fixed Dental Prostheses: Preliminary Results.** J Prosthodont. 2014 February ; 23(2): 73–82.

GARGARI, F. G. M. (2010). **Strength of zirconia fixed partial dentures: review of the literature.** ORAL & Implantology, 15-24.

GOMES, E. A. **Cerâmicas odontológicas: o estado atual.** Cerâmica 54 (2008) 319-325.

HAMZA, T.A. (2016). **Flexural strength of small connector designs of zirconia-based partial fixed dental prostheses.** The journal of prosthetic dentistry, 224-229.

KAMPOSIORA P., PAPAVALIIOU G., BAYNE S.C., FELTON D.A. **Stress concentration in all-ceramic posterior fixed partial dentures.** Quintessence Int 1996; 27: 701–706.

KOMINE F, BLATZ MB, MATSUMURA H. **Current status of zirconia-based fixed restorations.** J Oral Sci. 2010; 52:531-9.

LARSSON C, HOLM L, LOVGREN N, KOKUBO Y, VULT VON STEYERN P. **Fracture strength of four-unit YTZP FPD cores designed with varying connector diameter.** An in-vitro study. J Oral Rehabil. 2007; 34(9):702–709.

LIN J., SHINYA A., GOMI A., SHINYA A. **Finite element analysis to compare stress distribution of connector of lithia disilicate-reinforced glass–ceramic and zirconia-based fixed partial denture.** ODONTOLOGY (2012) 100:96–99.

LÓPEZ-SUÁREZ C, GONZALO E, PELÁEZ J, RODRÍGUEZ V, SUÁREZ MJ. **Fracture resistance and failure mode of posterior fixed dental prostheses fabricated with two zirconia CAD/CAM systems.** J Clin Exp Dent. 2015;7(2):e250-3.

LÜTHY H.,FILSER F., LOEFFEL O., SCHUMACHER M., GAUCKLER L. J., HAMMERLE C. H. F. **Strength and reliability of four-unit all-ceramic posterior bridges.** Dental Materials (2005) 21, 930–937.

MAHMOOD D. J. H., E. H., WENNERBERG L. A., P. V. VON STEYERN. **Influence of core design, production technique, and material selection on fracture behavior of yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystal fixed dental prostheses produced using different multilayer techniques: split-file, over-pressing, and manually built-up veneers.** Clinical, Cosmetic and Investigational Dentistry 2016;8 15–27.

MANICONE PF, ROSSI IOMMETTI P, RAFFAELLI L. **An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications.** J Dent. 2007; 35:819-26.

MCLAREN EA: **All-ceramic alternatives to conventional metalceramic restorations.** Compend Contin Educ Dent 19:307, 1998.

MCLEAN, J. W., **High-alumina ceramics for bridge pontic construction.** Brit. Dental J. 123, 571 (1967). 571.

MÖLLERS K., PÄTZOLD W., PARKOT D., KIRSTEN A., GÜTH J. F., EDELHOFF D., FISCHER H. **Influence of connector design and material composition and veneering on**

the stress distribution of all-ceramic fixed dental prostheses: A finite element study. Dental Materials 27 (2011) e171–e175.

MURASE, T., NOMOTO, S., SATO, T., SHINYA, A., KOSHIHARA, T., YASUDA, H. **Effect of Connector Design on Fracture Resistance in All-ceramic Fixed Partial Dentures for Mandibular Incisor Region.** Bull Tokyo Dent Coll (2014) 55(3): 149–155.

OH W. S., ANUSAVICE K. J. **Effect of connector design on the fracture resistance of all-ceramic fixed partial dentures.** J Prosthet Dent 2002; 87:536-42.

Onodera K., Sato T., Nomoto S., Miho O., Yotsuya M. **Effect of Connector Design on Fracture Resistance of Zirconia All-ceramic Fixed Partial Dentures.** Bull Tokyo Dent Coll (2011) 52(2): 61–67.

PELAEZ J, G COGOLLUDO P, SERRANO B, L LOZANO JF, SUAREZ MJ. **A four-year prospective clinical evaluation of zirconia and metal-ceramic posterior fixed dental prostheses.** Int J Prosthodont. 2012;25:451-8

PICONI, C., RIMONDINI, L., CERRONI, L. **Aplicações da zircônia em odontologia.** AMOLCA. Rio de Janeiro: Revinter, 2012. 218 págs.

PLENGSOMBUT K, BREWER JD, MONACO EA JR, DAVIS EL. **Effect of two connector designs on the fracture resistance of all-ceramic core materials for fixed dental prostheses.** J Prosthet Dent 2009;101:166-73.

RAIGRODSKI A J, CHICHE G J, POTIKET N, HOCHSTEDLER J L, MOHAMED S E, BILLIOT S, MERCANTE D E. **The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxide-based ceramic fixed partial dental prostheses: A prospective clinical pilot study.** J Prosthet Dent 2006; 96:237-44.

RAIGRODSKI A. J., YU A., CHICHE G. J., HOCHSTEDLER J. L., MANCL L. A., MOHAMED S. E. **Clinical efficacy of veneered zirconium dioxide-based posterior partial fixed dental prostheses: five-year results.** The Journal of Prosthetic Dentistry 2012; 108:214-222.

REICH S., ENDRES L., WEBER C., WIEDHAHN K., NEUMANN P., SCHNEIDER O., RAFAI N., WOLFART S. **Three-unit CAD/CAM-generated lithium disilicate FDPs after a mean observation time of 46 months.** Clin Oral Invest (2014) 18:2171–2178.

SCHMITTER M., MUSSOTTER K., RAMMELSBERG P., GABBERT O., OHLMANN B. **Clinical performance of long-span zirconia frameworks for fixed dental prostheses: 5-year results.** Journal of Oral Rehabilitation 2012 39; 552–557.

SCHMITTER M., MUSSOTTER K., RAMMELSBERG P., STOBER T., OHLMANN B., GABBERT O. **Clinical performance of extended zirconia frameworks for fixed dental prostheses: two-year results.** Journal of Oral Rehabilitation 2009 36; 610–615.

SCHULTHEIS S., STRUB J. R., GERDS T. A., GUESS P. C. **Monolithic and bi-layer CAD/CAM lithium–disilicate versus metal–ceramic fixed dental prostheses: Comparison of fracture loads and failure modes after fatigue.** Clin Oral Invest (2013) 17:1407–1413.

SORENSEN JA, CRUZ M, MITO WT, RAFFEINER O, MEREDITH HR, FOSER HP. **A clinical investigation on three-unit fixed partial dentures fabricated with a lithium disilicate glassceramic.** Pract Periodontics Aesthet Dent 1999; 11: 95–106.

SORRENTINO R., SIMONE G., TETÈ S., RUSSO S., ZARONE F. **Five-year prospective clinical study of posterior three-unit zirconia-based fixed dental prostheses.** Clin Oral Invest (2012) 16:977–985.

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 2007;23:106-14.

TAKUMA Y., NOMOTO S., SATO T., SUGIHARA N. **Effect of Framework Design on Fracture Resistance in Zirconia 4-unit All-ceramic Fixed Partial Dentures.** Bull Tokyo Dent Coll (2013) 54(3): 149–156.

WOLFART S., ESCHBACH S., SCHERRER S., KERN M. **Clinical outcome of three-unit lithium-disilicate glass–ceramic fixed dental prostheses: Up to 8 years results.** dental materials 25 (2009) e63–e71.

WOLFART S., LUDWIG K., UPHAUSC A., KERN M. **Fracture strength of all-ceramic posterior inlay-retained fixed partial dentures.** Dental materials 23 (2007) 1513–1520.