UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO

BRUNA SANTOS HONÓRIO TONIN

Influência do material e técnica de obtenção da infraestrutura
na distribuição de tensão de próteses parciais fixas com
cantilever

Ribeirão Preto

2017

BRUNA SANTOS HONÓRIO TONIN

Influência do material e técnica de obtenção da infraestrutura
na distribuição de tensão de próteses parciais fixas com
cantilever

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia
de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, para
a obtenção do título de Mestre no Programa de Pós-
graduação em Odontologia.

Área de concentração: Reabilitação Oral

Orientadora: Maria da Gloria Chiarello de Mattos

Versão corrigida

Ribeirão Preto

2017

Autorizo a reprodução e divulgação do teor total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

FICHA CATALOGRÁFICA

Elaborada pela Biblioteca Central do *Campus* USP – Ribeirão Preto

Versão corrigida da Dissertação. A versão original se encontra disponível na Unidade que aloja o Programa.

Tonin, Bruna Santos Honório

Influência do material e técnica de obtenção da infraestrutura na distribuição de tensão de próteses parciais fixas com *cantilever*.
Ribeirão Preto. 2017.

108p.: il.: 30 cm

Dissertação de mestrado apresentada à faculdade de Odontologia de Ribeirão preto/USP. Área de concentração: Reabilitação Oral.

Orientadora: Mattos, Maria da Gloria Chiarello de

1. Implantes dentários
2. Prótese Parcial Fixa
3. Ligas Dentárias
4. Zirconia
5. Fotoelasticidade

FOLHA DE APROVAÇÃO

Bruna Santos Honório Tonin

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, para obtenção do título de Mestre no Programa de Pós-graduação em Odontologia.

Área de concentração: Reabilitação Oral

Aprovado em: ____/____/____

Banca Examinadora

1) Prof.(a). Dr.(a).: _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

2) Prof.(a). Dr.(a).: _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

3) Prof.(a). Dr.(a).: _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Dedicatória

Mais um ciclo acadêmico se completa e muito tenho a agradecer. Assim, dedico este trabalho:

*Sobre tudo, à **Deus**, pelas oportunidades da vida que pude aproveitar da melhor maneira possível.*

*À minha mãe **Ana**, que sempre me apoia e incentiva nas minhas decisões, impulsionando-me a ir atrás dos sonhos. Batalhadora e a pessoa mais altruísta que já convivi, tem meu respeito, admiração e minha eterna gratidão.*

*Ao meu pai **Cleber**, sempre lutando para me oferecer as melhores oportunidades de estudo para me formar não só como profissional, mas também em caráter, baseado em honestidade e ética. Obrigada por me ajudar a chegar até aqui, pai.*

*Ao meu irmão **Breno**, meu grande amigo que está sempre ao meu lado e com quem aprendo muito.*

*Ao meu amado **Gustavo**, sempre tão disposto e atencioso em todos os momentos, principalmente naqueles mais difíceis. Que cumplicidade, respeito e carinho permaneçam entre nós até o fim.*

Agradecimientos

Agradecimentos especiais

À Profa. Dra. Maria da Gloria Chiarello de Mattos, pelo apoio, pela confiança e por todas as oportunidades que me ofereceu. Saiba que a admiro muito e tenho imenso orgulho de ser sua orientada.

À Engenheira Ana Paula Macedo, pela disposição, paciência, amizade e por todo conhecimento que me proporcionou. Obrigada pela fundamental colaboração nesta pesquisa.

Ao Raniel Fernandes Peixoto, grande pessoa e pesquisador. Obrigada por toda ajuda que me concedeu, fazendo parte de minha formação nesses 2 anos ainda mais diante de tanta coisa, até então, desconhecida por mim. O terei como exemplo a ser seguido, meu grande amigo.

Agradecimentos

Pude nesse tempo trabalhar com pessoas fantásticas que direta ou indiretamente contribuíram com esta pesquisa e também com minha formação profissional e pessoal.

À Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo (FORP-USP), referência mundial onde, tenho o maior orgulho de ser formada e ainda poder continuar a usufruir de todo aprendizado, por ela, oferecido.

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES), pela bolsa de estudo que possibilitou o início do curso de mestrado.

Ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq), pela bolsa de pesquisa concedida à realização do curso de mestrado.

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP) pelo auxílio financeiro de processo número 2014/11860-3.

*À empresa **Neodent** pelo auxílio-pesquisa de processo número #208/14.*

Ao Prof. Dr. Antônio Carlos Shimano, pela disponibilidade e prestatividade durante a realização da parte experimental desta pesquisa.

À Profa. Dra. Rossana Pereira de Almeida Antunes, coordenadora do curso de pós-graduação em Odontologia (Reabilitação Oral) e também por ter sido grande colaboradora em minha banca de qualificação.

À Profa. Dra. Renata Cristina Silveira Rodrigues Ferracioli, por tantos ensinamentos generosamente compartilhados durante o período que foi minha relatora.

À Profa. Dra. Valéria Oliveira Pagnano de Souza, grande profissional a qual tenho a honra de conviver e aprender.

Aos Professores Doutores: Fernanda de Carvalho Panzeri Pires de Souza, Wilson Matsumoto, Iara Augusta Orsi, Ricardo Faria Ribeiro, Alma Blasida Concepcion Elizaur Benitez Catirse, Raphael Freitas de Souza, Regina Maura Fernandes, Takami Hirono Hotta, Cláudia Helena Lovato da Silva, Andréa Cândido dos Reis e Helena de Freitas Oliveira Paranhos por contribuírem com minha formação durante o período em que cursei suas respectivas disciplinas.

À Cirurgiã-Dentista Adriana C. Lapria Faria Queiroz, por demonstrar-se sempre solícita durante a pesquisa.

Aos técnicos, Marcelo Aparecido Vieira, José de Godoy Filho, José Henrique Loureiro, Eduardo Destito, Julio César Souza da Matta, Paulo César Teodoro, Paulo Sérgio Ferreira, Fernando Schiavetto e Luiz Sérgio Soares, pela atenção e amizade.

Às secretárias Fernanda Talita de Freitas, Regiane de Cássia Tirado Damasceno, Ana Paula Xavier e Denise Martins Fontes Gonçalves pelas instruções essenciais oferecidas.

Aos meus amigos do mestrado e doutorado do programa de Reabilitação Oral da FORP-USP que sempre me acompanham. Desejo a vocês todo sucesso do mundo.

Aos meus amigos do curso de Especialização em Prótese Dentária pela amizade e por todo conhecimento clínico compartilhado.

À todos que direta ou indiretamente colaboraram para a realização deste trabalho

*“O que passou, passou, mas o que passou luzindo,
resplandecerá para sempre.”*

Johann Wolfgang von Goethe

Esta pesquisa foi realizada no Laboratório de Estudos Biomecânicos em Prótese e Implantes do Departamento de Materiais Dentários e Prótese da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo e também no Laboratório de Bioengenharia da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo.

Resumo

Tonin, BSH. **Influência do material e técnica de obtenção da infraestrutura na distribuição de tensão de próteses parciais fixas com *cantilever***. Ribeirão Preto, 2017. 108p. Dissertação (Mestrado em Reabilitação Oral). Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo.

A passividade da prótese parcial fixa (PPF) sobre implante e a distribuição de tensões ao osso pela infraestrutura, contribuem não só com a osseointegração como também para a sua manutenção. A análise de tensões por fotoelasticidade permite visualizar as magnitudes de tensões e deformações em um modelo confeccionado em resina fotoelástica que possui padrão de concentração e distribuição de tensões semelhantes ao tecido ósseo. Assim, este estudo teve como objetivos comparar a distribuição de tensões de PPFs associadas à *cantilever* com diferentes materiais de infraestrutura (Co-Cr e Zircônia [Zr]) e métodos de obtenção (CAD/CAM e fundição convencional [monobloco, soldagem a laser e soldagem com TIG]), quando submetidos a diferentes carregamentos oclusais (puntiforme e oclusal distribuído). A partir de um modelo mestre, foram confeccionados 3 modelos fotoelásticos simulando extremidade livre mandibular, com o dente 44 em resina e 2 implantes substituindo os dentes 45 e 46. Os grupos deste estudo incluíram PPFs com infraestruturas obtidas por meio de fundição convencional em monobloco (G1), seccionadas e soldadas a laser (G2) e com TIG (G3) e obtidas por meio do sistema CAD/CAM em Co-Cr (G4) e Zr (G5). As PPFs foram parafusadas sobre os mini pilares e submetidas a carregamento oclusal puntiforme e distribuído (150 N) para avaliação qualitativa das franjas e quantitativa em seis diferentes pontos: apical (P1) e distal (P2) do dente 44, apical (P3) e distal (P4) do implante substituindo o dente 45, apical (P5) e distal (P6) do implante substituindo o dente 46. A análise fotoelástica mostrou maior concentração de tensões na PPF com infraestrutura em monobloco (G1) e menor concentração nas próteses obtidas pelo método CAD/CAM (G4 e G5). Quando submetidos ao carregamento oclusal distribuído, a PPF com infraestrutura em Zr (G5) apresentou um aumento considerável na concentração de tensões, seguida por monobloco (G1) e as que foram soldadas a laser (G2) e TIG (G3). No carregamento pontual sobre o *cantilever*, a infraestrutura em Co-Cr soldada a TIG (G3) mostrou a maior concentração de tensões. Dentro das limitações deste estudo, concluiu-se que PPFs com infraestruturas obtidas por meio do sistema CAD/CAM foram associadas com menor concentração de tensões e que a secção de infraestruturas metálicas para posterior soldagem pode também ser uma alternativa viável, de acordo com a distribuição de tensões peri-implantes.

Palavras-chave: Implantes dentários. Prótese Parcial Fixa. Ligas dentárias. Zirconia. Fotoelasticidade.

Abstract

Tonin, BSH. **Influence of material and infrastructure obtaining techniques on the stress distribution of cantilever fixed partial dentures.** Ribeirão Preto, 2017. 108p. Dissertação (Mestrado em Reabilitação Oral). Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo.

The passivity of fixed partial denture (FPD) on implant and the stress distribution to the bone by the infrastructure, contribute not only to osseointegration but also to its maintenance. The stress analysis by photoelasticity allows visualizing the stresses and deformations magnitudes in a model fabricated in photoelastic resin that has a concentration pattern and stress distribution similar to the bone tissue. The aim of this study was to compare the stress distribution of cantilever FDPs with different infrastructure materials (Co-Cr and Zirconia [Zr]) and methods of manufacture (CAD/CAM and conventional casting [one piece, laser welding and welding with TIG]), when submitted to different occlusal loads (punctiform and distributed occlusal). From a master model, 3 photoelastic models were fabricated to simulate the mandibular free end, with the tooth 44 in resin and 2 implants replacing the teeth 45 and 46. The groups of this study included FDPs with infrastructures obtained by conventional casting in one piece (G1), sectioned and laser welded (G2) and TIG (G3) and obtained by the CAD/CAM system in Co-Cr (G4) and Zr (G5). The FDPs were screwed onto the abutments and subjected to punctate and distributed occlusal loading (150 N) for qualitative evaluation of the fringes and quantitative at six different points: apical (P1) and distal (P2) of the tooth 44, apical (P3) and distal (P4) of the implant replacing the tooth 45, apical (P5) and distal (P6) of the implant replacing the tooth 46. The photoelastic analysis showed a higher concentration of stresses in the FPD with one piece infrastructure (G1) and a lower concentration in the prosthesis obtained by CAD/CAM method (G4 and G5). When submitted to distributed occlusal loading, the FPD with Zr infrastructure (G5) showed a considerable increase in stress concentration, followed by one piece (G1) and those that were laser (G2) and TIG (G3) welded. In the cantilever load, the TIG welded Co-Cr infrastructure (G3) showed the highest stress concentration. Within the limitations of this study, it was concluded that FDPs with infrastructures obtained by the CAD/CAM system were associated with lower stress concentrations and that the section of metal infrastructures for later welding may also be a viable alternative, according to the peri-implant stress distribution.

Keywords: Dental implants. Fixed partial denture. Dental alloys. Zirconia. Photoelasticity.

Sumário

SUMÁRIO

RESUMO

ABSTRACT

1 INTRODUÇÃO	31
2 PROPOSIÇÃO	45
3 MATERIAL E MÉTODOS	49
3.1 Obtenção do modelo mestre	51
3.2 Obtenção das infraestruturas.....	52
3.2.1 Grupos G1, G2 e G3 (Infraestruturas de Co-Cr obtidas pelo processo de fundição convencional)	52
3.2.1.1 Soldagem a Laser	57
3.2.1.2 Soldagem TIG	58
3.2.2 Grupos G4 e G5 (Infraestruturas de Co-Cr e Zr obtidas pelo Sistema CAD/CAM).....	58
3.3 Prensagem da cerâmica.....	59
3.4 Obtenção dos modelos fotoelásticos.....	60
3.5 Análise fotoelástica.....	62
3.6 Análise estatística	65
4 RESULTADOS	67
5 DISCUSSÃO	83
6 CONCLUSÕES.....	91
REFERÊNCIAS	95

1. Introdução

A perda dentária prolongada traz como principal consequência a reabsorção acentuada do osso alveolar e porções do osso basal em resposta à ausência de estímulo gerado pelo ligamento periodontal e, nesse aspecto, ocorre de forma mais severa nas regiões posteriores da mandíbula, na qual o padrão de reabsorção é predominantemente vertical (Telles *et al.*, 2004; Misch *et al.*, 2011). Dessa forma, reabilitar áreas edêntulas posteriores com altura óssea reduzida torna-se uma tarefa bastante difícil.

Na busca por alternativas para a reabilitação das regiões posteriores, o tratamento implantossuportado vem aumentando consideravelmente nos últimos anos. Estudos que utilizam esta metodologia reabilitadora buscaram o entendimento sobre os mecanismos biológicos da osseointegração (Bordereau; Bordereau, 1998; Misch *et al.*, 2006). E cada vez mais este tratamento vem sendo a escolha na reabilitação de pacientes desdentados totais e parciais (Misch *et al.*, 2006; Celik; Uludag, 2007; Srinivasan; Padmanabhan, 2008; Koo *et al.*, 2010).

Uma razão primária para se considerar a reposição dos dentes ausentes pelos implantes dentais é a manutenção do osso alveolar. Em função, cargas de tração e compressão podem ser transferidas ao osso circundante ao implante e como resultado, a redução do trabeculado ósseo que ocorre após a exodontia é revertida (Misch *et al.*, 2011). Porém, no tratamento com implantes, a ausência do ligamento periodontal faz com que as forças sejam transmitidas diretamente ao osso pelos implantes, ou seja, há um comportamento biomecânico diferente dos dentes naturais, o qual precisa ser estudado, a fim de garantir que estas forças não ultrapassem a carga suportada pelo osso para a real manutenção do tecido ósseo.

A obtenção e a manutenção da osseointegração se respalda também no comportamento mecânico que compreende a sobrecarga oclusal no implante, com efeito sobre o osso subjacente (Abuhussein *et al.*, 2010). Wolff, 1892 associou a neoformação óssea com a transferência de cargas ao osso, presumindo então, que com o aumento das tensões haveria uma maior formação óssea. Assim, com a redução das tensões, a reabsorção se tornava prevalente, sendo consequência da falta de estímulos ao tecido. Porém, posteriores descobertas mostraram que diante de elevadas tensões também ocorria a reabsorção (Frost, 1990). Riedy *et al.* em 1997 relatam que cargas excessivas podem gerar tensões nocivas e quando elas ultrapassam a capacidade elástica do osso, acarreta reabsorção óssea peri-implantar. Como muitas variáveis mecânicas estão presentes na cavidade oral, a transferência de carga adequada entre a prótese e o osso é importante para o planejamento do tratamento e para a longevidade da prótese parcial fixa suportada por implante (Suedam, 2015).

O carregamento oclusal adequado proporciona a remodelação óssea peri-implantar, com promoção da osseointegração, desde que as cargas aplicadas sobre as superfícies protéticas possuam baixa intensidade (Abuhussein et al., 2010). Em contrapartida, altas tensões motivam o surgimento de micro fraturas no tecido ósseo, desencadeando a reabsorção óssea (Hansson e Werke, 2003). A partir do desequilíbrio dos eventos biológicos com predomínio da reabsorção frente à neoformação, os primeiros defeitos ósseos se iniciam (Prendergast e Huiskes, 1996). Em pouco tempo as lacunas ósseas são preenchidas por tecido fibroso e microrganismos (Misch et al., 2001). Com a progressão destas alterações o suporte ósseo é comprometido, resultando na falha do implante (Brunski, 1999).

A estabilidade da crista óssea é um aspecto essencial para a longevidade dos implantes osseointegráveis. A perda óssea marginal tem sido observada por décadas ao redor da porção transmucosa do implante, com preocupação para a sua redução ou eliminação (Dohan *et al.*, 2010). Diversos são os motivos que podem levar a essa perda óssea à margem do implante, dentre eles, podemos citar: reflexão do periósteo durante a cirurgia, preparo da osteotomia do implante, posição do micro espaço entre pilar e o corpo do implante, micro movimento de componente do pilar protético, invasão bacteriana e fatores de tensão que sobrecarregam o implante (Chou et al., 2004).

Com enfoque biomecânico, os três fatores com maior probabilidade de influenciar a perda óssea marginal são a quantidade de força aplicada sobre a prótese, a qualidade do osso de resistir a essas forças e o desenho do corpo do implante. Essas condições sugerem a sobrecarga oclusal como causa da perda de osso marginal ao redor de um implante, devendo ser reduzida para maior êxito do tratamento (Heitz-Mayfi *et al.*, 2004; Misch, Suzuki, Misch-Dietsh *et al.*, 2005).

Atualmente, existem cerca de 1.300 diferentes sistemas de implantes variando de forma, dimensão, material, design de rosca, conexão implante-pilar, topografia da superfície, química de superfície, molhabilidade e modificação da superfície (Junker *et al.*, 2009), visando contribuir com a otimização dos processos biológicos durante a osseointegração, ao mediar a interação direta de osteoblastos na formação do osso (Ehrenfest et al., 2010).

A maioria dos implantes possui desenho cilíndrico ou cônico, com diferentes plataformas (cone-morse, hexágono externo ou hexágono interno). A plataforma é a região cervical do implante que recebe o assentamento protético, sendo uma região crítica, pois influencia no modo de transmissão das forças oclusais para o osso (Misch *et al.*, 2008). Em situações clínicas onde a região mais posterior da mandíbula apresenta altura óssea reduzida, a utilização de implantes do tipo hexágono interno pode ser contraindicada, justamente devido

ao tamanho da sua plataforma (4,3 ou 5,0 mm), ao passo que, nos implantes do tipo cone morse e hexágono externo, encontra-se no mercado, implantes com plataforma menores, os quais podem ser usados em situações que o remanescente ósseo é reduzido (Camacho *et al.*, 2013).

A desadaptação entre a prótese e o componente protético ou plataforma do implante pode levar ao insucesso do tratamento, principalmente devido à indução de concentração de tensões, infiltração de bactérias e formação de biofilmes (Silva, 2006). Apesar da inquestionável superioridade biomecânica dos acoplamentos protéticos internos, com destaque para o cone-morse, estes dados demonstram que há a necessidade de avaliação individualizada dos casos clínicos a serem tratados, pois as principais desvantagens biomecânicas apresentadas pelo hexágono externo são minimizadas nos casos de próteses múltiplas e maximizadas nos casos unitários (Bezerra, 2014).

A busca da melhor biomecânica em tratamentos implantossuportados cada vez mais ganha embasamento científico, levando ao cirurgião-dentista maiores chances de sucesso a curto, médio e longo prazo no tratamento proposto ao paciente (Oshida *et al.*, 2010). Para boa previsibilidade, na maior parte das situações que envolvam fatores de força do paciente ou densidades ósseas, exige-se um comprimento mínimo de implante, dependendo da largura e desenho do implante (Misch, 2011).

Nem todo paciente está apto a receber o tratamento implantossuportado, dentre os diversos motivos, podemos citar os distúrbios fisiológicos, bem como absorção e remodelação óssea avançadas. No caso de área desdentada posterior (uni ou bilateral) da mandíbula, há métodos capazes de aumentar a altura óssea onde a reabsorção vertical predomina como enxerto ósseo autógeno e lateralização do nervo alveolar inferior. Mas, foram constatados altos índices de morbidade desses tratamentos, além de resultar em aumento de custos ao paciente e elevar o tempo de tratamento (Perdijk *et al.*, 2011). Uma opção conservadora seria a utilização de implantes curtos (Grant *et al.*, 2009; Perdijk *et al.*, 2011), contudo a literatura científica é bastante controversa em relação a sua eficiência, sendo possível encontrar autores que relatam falha desses implantes (Bahat, 2000; Pierrisnard *et al.*, 2003) e outros que asseguram sua longevidade clínica (Misch *et al.*, 2006; Das Neves *et al.*, 2006; Grant *et al.*, 2009; Anitua e Orive, 2010).

Muitas vezes, por limitações anatômicas como a proximidade do nervo alveolar inferior na região de molares ou, até mesmo, por questões econômicas, a utilização de um implante para cada coroa se torna inviável (Perdijk *et al.*, 2011). Nesse contexto, outra modalidade de tratamento para áreas posteriores da mandíbula com altura óssea reduzida,

consiste na utilização de Prótese Parcial Fixa (PPF) com *cantilever* distal, a qual pode ser uma boa opção de tratamento para solucionar algumas situações clínicas, desde que haja altura óssea suficiente para a colocação de, pelo menos, 2 implantes e que os princípios oclusais e biológicos (tais como os cuidados cirúrgicos, condição sistêmica e do tecido gengival do paciente, extensão do *cantilever* e procedimentos técnicos de execução em geral) sejam respeitados (Romanos *et al.*, 2012).

Em estudo realizado por meio do Método de Elementos Finitos, Akca e Iplikçioğlu (2002) compararam a distribuição de tensões no osso entre próteses fixas de 3 elementos com *cantilever* mesial e distal e, ainda, avaliaram o efeito da adição de um implante curto substituindo o *cantilever* (mesial e distal). Os autores constataram valores de tensões mais elevados no planejamento com presença de *cantilever* distal. Adicionalmente, o *cantilever* mesial apresentou valores de tensão maiores, porém, próximos aos planejamentos que utilizaram o implante curto como substituto do *cantilever*. Nesse contexto, esta opção de tratamento já é conhecida na Odontologia há muitos anos e apesar das altas taxas de sobrevida clínica, atingindo, inclusive, valores em torno de 95%, conforme mostra revisão sistemática descrita por Romanos *et al.* (2012), é uma modalidade pouco utilizada na clínica, tanto por medo de insucessos em longo prazo quanto pela escassez de evidência científica em relação ao comportamento biomecânico de PPFs com *cantilever*, já que a grande maioria dos estudos na literatura utilizam próteses totais sobre implantes para avaliar a biomecânica do *cantilever* distal (Eraslan *et al.*, 2005).

Na análise de elementos finitos realizada por Eraslan *et al.* (2005), os autores examinaram a distribuição de tensões em PPFs com *cantilever* distal, sendo este projetado em diferentes morfologias e de diferentes materiais restauradores. O método de elementos finitos foi utilizado para criar modelos de dois tipos de restaurações: metalo-cerâmica e totalmente cerâmica. Ambos os modelos foram projetados com *cantilevers* distais envolvendo o primeiro e segundo pré-molares como *abutments* e extensão em *cantilever* com pré-molar (menor extensão) ou molar (maior extensão). A largura da conexão entre o *cantilever* e a restauração primária do pilar foi de 2,25 mm. A carga aplicada durante a análise foi posicionada nas pontas de cúspide de todos os dentes. A análise dos modelos revelou que os valores de tensão de Von Mises com concentrações máximas foram observados nos conectores próximos ao *cantilevers* distais. Os locais de concentração de tensão também foram observados na área cervical distal do segundo pré-molar. As infraestruturas em cerâmica com pré-molar em *cantilever* apresentaram valores menores de tensão quando comparadas as infraestruturas metalo-cerâmicas, porém, quando analisadas as infraestruturas com molar em *cantilever* como

restaurações totalmente cerâmicas, estas induziram maiores tensões em relação às metalocerâmicas. Concluíram, então, que se o comprimento distal do *cantilever* e o material restaurador forem apropriadamente escolhidos, a frequência de falha pode ser reduzida. Toda a cerâmica pode ser usada como material restaurador, quando o comprimento do *cantilever* não é maior do que a dimensão méso-distal de um dente pré-molar e as restaurações metalocerâmicas podem ser usadas em situações mais longas.

Suedam *et al.*, 2015 verificou a tensão gerada na área peri-implantar de próteses parciais fixas suportadas por implantes com *cantilever* e seus efeitos potenciais. Foi utilizado um modelo de poliuretano em forma de U que simulava o osso mandibular contendo dois implantes ($\varnothing$ 3,75 mm). Seis grupos foram formados de acordo com a estrutura da liga (Co-Cr ou Pd-Ag) e o ponto de aplicação de carga (5 mm, 10 mm e 15 mm de braço *cantilever*). Aplicou-se uma carga de 300 N em pontos de referência pré-determinados. A tensão gerada nos lados mesial, lingual, distal e bucal das regiões peri-implantes foi avaliada utilizando *extensômetro*. Foram encontradas diferenças significativas ($p < 0,05$) entre os grupos e correlações positivas ($p < 0,05$) entre o aumento do braço do *cantilever* e a deformação da área peri-implantar. Concluíram que a liga Co-Cr apresenta maiores valores de compressão em comparação com a liga Pd-Ag para as mesmas distâncias de *cantilever*. O ponto de aplicação da carga influencia a deformação na área peri-implante, aumentando de acordo com o aumento do braço de alavanca.

Coelho *et al.* (2016) avaliaram a distribuição de tensão gerada por um carregamento simulado (100 N) na área do *cantilever* em três diferentes modelos de próteses de protocolo mandibular sobre cinco implantes. A análise por elementos finitos foi realizada em modelos tridimensionais simulando: (1) uma prótese de protocolo mandibular de resina acrílica temporária; (2) uma prótese de protocolo metal-acrílico mandibular; (3) uma prótese de protocolo de metal-cerâmica mandibular. Os autores concluíram que a prótese confeccionada em resina acrílica (G1) promoveu os maiores valores de tensão no implante mais próximo do ponto de carga do *cantilever*, sugerindo, portanto, a necessidade de um reforço de barra metálica na base da prótese.

Sobre a confecção de prótese sobre implante, algumas características de adaptação ajudam no êxito do tratamento. Diferentes estudos mostram que assentamento passivo absoluto é muito difícil de ser obtido e relatam a dificuldade de se definir adaptação passiva e quais métodos devem ser utilizados para favorecê-la (Tan, 1995; Sahin e Cehreli, 2001, Jacques *et al.*, 2009). Embora Jemt *et al.*, (1996), relata que do ponto de vista clínico, desadaptações inferiores a 100 μ m são aceitáveis, sem prejuízos ao sistema prótese-pilar-

implante; Sahin e Çehreli, (2001) afirmam que não há consenso na literatura de qual é o nível clinicamente aceitável de desajuste.

No caso das próteses cimentadas no pilar protético, a espessura da película do material para cimentação deve ser, no máximo, de 250 µm (White; Yu, 1992) e não, os fatores que podem interferir nessa espessura devem ser bem controlados para que não resultem em desadaptação da prótese. Estudos relatam que próteses do tipo parafusada apresentam melhor adaptação marginal que a prótese cimentada (Keith, et al., 1999; Guichet et al, 2000). Assentamento passivo é um requisito importante para próteses implantossuportadas. A prótese com adaptação passiva significa que pode ser parafusada sem que tensões sejam geradas. Uma estrutura sem passividade sobre o tecido ósseo pode até levar à perda da osseointegração. O profissional deve dispor de tecnologias para realizar os procedimentos de laboratório corretos (como a técnica CAD/CAM) ou, quando necessário, seccionar a infraestrutura e soldar as partes com precisão para não gerar distorção. Isso limita a quantidade de estresse transferido para a interface osso-implante e garante osseointegração em longo prazo, pois o assentamento passivo absoluto é difícil de ser obtido (Campi *et al.*, 2010).

Em uma revisão da literatura realizada por Monteiro *et al.* (2010), teve como destaque as questões relacionadas com a passividade de próteses fixas implantossuportadas. A busca da literatura foi realizada no MEDLINE (PubMed), centrada nos níveis aceitáveis de passividade, na classificação e nos métodos de desajuste, em problemas relacionados ao desajuste, fatores gerais que afetam a passividade e na tolerância biológica quando há desajuste. As informações obtidas na revisão de literatura sugerem que, mesmo que seja difícil obter uma prótese implantossuportada com a passividade completa, o profissional deve usar os recursos tecnológicos para oferecer melhores condições para seus pacientes. Um nível aceitável de passividade clínica que não cause qualquer problema biológico, estético e aos parâmetros funcionais do paciente deve ser procurado.

Frequentemente, os maiores desajustes cervicais estão relacionados à confecção de infraestruturas metálicas pelo método convencional, como consequência dos diversos procedimentos laboratoriais para sua confecção (Oliveira *et al.*, 2013). Alguns autores apontam, que as altas temperaturas, as quais estruturas metálicas de PPFs são submetidas durante a aplicação da cerâmica, formação de óxidos de metal na superfície da liga, contração de queima da cerâmica, diferenças entre o coeficiente de expansão térmica da cerâmica e das ligas utilizadas e liberação de tensões geradas na liga metálica durante sua fundição, podem levar a distorções na adaptação dessas próteses, fazendo com que o ajuste marginal inicial seja

alterado após o processo de queima da cerâmica (Tiossi *et al.*, 2008; Almeida *et al.*, 2010; de Vasconcellos *et al.*, 2012).

Na tentativa de neutralizar as distorções e favorecer o ajuste passivo, alguns procedimentos e técnicas podem ser realizados, como é o caso da secção e soldagem. Na odontologia, a soldagem é um processo muito usado e pode ser definido como sendo a área onde há união de dois objetos metálicos, com ou sem adição de metal, usando uma fonte de calor (Nabadalung; Nicholls, 1998). A técnica de soldagem apresenta vantagem por trabalhar com segmentos da prótese, reduzindo possíveis falhas durante a fabricação da estrutura metálica e permitindo melhora da adaptação e distribuição uniforme de forças, minimizando traumas ou falhas na prótese (Souza *et al.*, 2000).

A solda a laser apresenta vantagens sobre a convencional por produzir energia concentrada em um tempo operacional muito curto gerando assim menos distorção, entretanto, apresenta resultados de resistência variáveis (Hellden e Derand, 1998; Bertrand *et al.*, 2001; Sartori *et al.*, 2004; Longoni *et al.*, 2010; Yannikakis e Prombonas, 2013). Este tipo de solda também apresenta algumas desvantagens: necessidade de atmosfera especial de gás argônio; há problemas na soldagem de materiais com alta reflexão ao feixe e alta condutibilidade térmica; e ocorre a fragilização de porosidades no cordão de solda devido à rápida solidificação do metal após a solda (Souza *et al.*, 2000).

A soldagem com gás de tungstênio inerte, do inglês “*tungsten inert gas*” (TIG) tem sido associada com boa resistência à flexão e, inclusive, com valores de resistência e adaptação superiores à soldagem a laser para diferentes ligas metálicas (Rocha *et al.*, 2006; Hart *et al.*, 2006). Esta é uma nova técnica de soldagem em Odontologia, embora tenha sido largamente utilizado na engenharia. Este método consiste em um processo de soldagem a arco eléctrico entre um eletrodo de tungstênio não consumível sobre a qual se faz o acréscimo ou não de um metal de adição, normalmente na forma de um arame relativamente fino, protegidos por uma atmosfera de gás inerte (Barbi *et al.*, 2012).

Em 1994, Waskewicz *et al.* analisaram a distribuição de tensão de uma PPF sobre implante por meio da análise fotoelástica, avaliando os padrões de tensão ao redor dos cinco implantes. Eles confeccionaram um modelo fotoelástico simulando a curvatura da mandíbula, com um implante posicionado exatamente na linha média e os outros dois em 7 mm equidistantes para cada lado, totalizando cinco pontos equidistantes. Os implantes foram numerados de 1 a 5 no sentido horário, os pilares e os cilindros de ouro foram parafusados com 20 N.cm e 10 N.cm, respectivamente. As estruturas não seccionadas e não soldadas foram consideradas como não passivas. Depois de seccionadas e soldadas elas passaram a ser

consideradas como passivas. A prótese não passiva gerou uma tensão significativa ao redor do implante. Na prótese seccionada e soldada não houve concentração de tensão ao redor do implante quando os pilares foram parafusados.

Buscando sanar problemas de cunho laboratorial descritos anteriormente, em relação à adaptação marginal, melhor assentamento e melhor distribuição de forças da prótese, o método CAD/CAM (do inglês *computer-aided design/computer-aided manufacturing*) surgiu na Odontologia oferecendo segurança do ponto de vista biológico, maior precisão do que as técnicas tradicionais de fundição e adaptação marginal efetiva durante a fabricação de infraestruturas para próteses de múltiplos elementos (Al-Fadda *et al.*, 2007; Tahmaseb, 2010; Kohorst, 2011). O método CAD/CAM se define resumidamente no desenho da estrutura protética no computador, após escaneamento do modelo/boca, seguido pela confecção da peça protética por uma máquina de fresagem.

Trata-se de uma tecnologia muito utilizada em várias indústrias e que deve a sua introdução na Odontologia, ao final da década de 70 e início da década de 80 do século passado, a Bruce Altschuler, nos EUA, François Duret, na França, e Werner Mormann e Marco Brandestini, na Suíça. Os objetivos principais dessa tecnologia eram, então, a automatização de um processo manual de modo a obter material de elevada qualidade, padronizar processos de fabricação e reduzir os custos de produção (Duret *et al.*, 1988; Mormann, 2004; Liu, 2005; Witkowski, 2005). Em 1977, Young e Altschuler apresentaram a ideia de utilizar a holografia laser para fazer um mapeamento intra-oral. Em 1984, Duret desenvolveu o “Sistema Duret” de confecção de coroas unitárias. De acordo com este autor, as principais vantagens dessa técnica eram diminuir a grande dependência manual na fabricação das restaurações protéticas e, ao mesmo tempo, diminuir os custos. Todavia, o aparelho de Duret era demasiado complexo e dispendioso. O primeiro sistema a ser utilizado e comercializado de forma viável foi o CEREC (CEramic REConstruction), desenvolvido por Mormann e Brandestini, em 1980, na Universidade de Zurique, Suíça (Mormann, 2004; Liu, 2005). Durante os últimos 30 anos, verificou-se um grande desenvolvimento da tecnologia CAD-CAM no que diz respeito à leitura das preparações dentárias (óptica, contato e digitalização laser), aos programas de desenho virtual, aos materiais (como, por exemplo, a alumina, a zircônia e o titânio) e à maquinação das restaurações protéticas, tornando importante a realização de uma revisão sobre alguns sistemas CAD-CAM disponíveis em Odontologia (Liu, 2005; Correia *et al.*, 2006).

De França *et al.*, 2016 avaliaram a influência do CAD/CAM na adaptação entre pilar-implante de estruturas de zircônia e Co-Cr em relação às estruturas de Co-Cr

convencionalmente fabricadas. Foram avaliadas 8 estruturas obtidas pelo sistema, sendo 4 em zircônia e 4 em Co-Cr e comparadas ao grupo controle (8 estruturas obtidas em Co-Cr) pelo método convencional. Os valores médios de desadaptação vertical, quando todos os parafusos foram apertados, foram $5,9 \pm 3,6 \mu\text{m}$ para zircônia e $1,2 \pm 2,2 \mu\text{m}$ para estruturas de cobalto-cromo, ambas fabricadas por meio do sistema CAD / CAM, $11,8 \pm 9,8 \mu\text{m}$ para estruturas convencionais de Co-Cr com Pilares pré-montados e $12,9 \pm 11,0 \mu\text{m}$ para estruturas convencionalmente fabricadas com pilares moldáveis. Os autores encontraram diferenças significativas ($P < 0,05$) entre todas as estruturas, exceto entre as estruturas convencionalmente fabricadas ($p = 0,619$). Não foram encontradas diferenças significativas entre os grupos para medidas passivas de gap de ajuste ($p > 0,05$). Concluíram que o CAD/CAM pode ser usado para obter maior precisão de ajuste em PPF implantossuportadas. Nessa perspectiva, as estruturas fabricadas por meio do CAD/CAM exibem menores valores de desajuste vertical em comparação com estruturas convencionalmente fabricadas. Além disso, estruturas de Co-Cr podem apresentar diminuição de desajuste vertical em comparação com Zr, ambas obtidas por meio do sistema CAD/CAM.

Arelado a isso, o interesse na utilização da zircônia (Zr) como biomaterial odontológico vem crescendo, desde 1990, em largas proporções devido à sua boa estabilidade química e dimensional, resistência mecânica, dureza e módulo de elasticidade semelhante ao do aço inoxidável (Piconi e Maccauro, 1999; Elias e Santos, 2010). A zircônia é biocompatível e apresenta baixa adesão bacteriana em comparação ao titânio. Clinicamente, as coroas podem apresentar complicações técnicas ou biológicas. Problemas técnicos comuns são fraturas estruturais, estilhaçamento cerâmico, descoloração marginal, perda de retenção e estética deficiente. De todos os problemas técnicos, a fratura ou a estilhaçamento do material de revestimento continua a ser um dos principais problemas (Dogan *et al.*, 2016).

A zircônia é polimórfica, o que significa que ela tem três fases principais que são estáveis em diferentes faixas de temperatura (monoclínicas, até 1.170°C , tetragonal, de 1.170°C a 2.370°C e cúbicas, Acima de 2.370°C). A transformação de fase associada à expansão volumétrica pode ocorrer sob tensões mecânicas, térmicas ou químicas. Normalmente, os procedimentos clínicos durante o condicionamento superficial de zircônia ou recobrimento iniciam a transformação de fase em diferentes níveis (Guazzato *et al.*, 2005; Aboushelib, 2012; Campos *et al.*, 2016). Apesar das propriedades benéficas da zircônia, seu uso como infraestrutura de PPFs com *cantilever* pode ser limitada, pois por se tratar de um material frágil (em relação às ligas metálicas) pode acarretar fratura quando submetida às

cargas mastigatórias. Assim estudos são necessários para avaliar a viabilidade da utilização da Zircônia em diferentes planejamentos protéticos.

A liga de Co-Cr oferece vantagens substanciais em comparação com outra ligas odontológicas. Dentre estas vantagens, estão o baixo custo, a biocompatibilidade e a resistência à corrosão promovida pela formação de uma camada protetora de Cr_2O_3 . Além disso, apresenta boa fusibilidade e alto peso específico. Contudo, sua dureza elevada dificulta procedimentos de ajuste, que também está relacionada com o alto módulo de elasticidade (aproximadamente 228 MPa) e alta resistência à flexão (500 a 700 MPa). Apesar destas características, é possível considerar a liga de Co-Cr uma alternativa viável na confecção de infraestruturas metálicas para próteses fixas implantossuportadas (Hulterström; Nilsson, 1991; Barbosa *et al.*, 2010; de Torres *et al.*, 2011; Abduo 2011), o que justifica a utilização, neste estudo, a avaliação da distribuição de tensões, comparando próteses obtidas com infraestruturas de Zr e de cobalto-cromo (Co-Cr) confeccionadas pelo sistema CAD/CAM e pelo método convencional de fundição.

Destarte, para a análise da distribuição de tensões geradas ao redor do implante diversas metodologias são usadas como a: fotoelasticidade, extensimetria, análise de elementos finitos e correlação digital de imagens. Esses são ferramentas eficazes e confiáveis para investigar o comportamento do estresse no tecido ósseo peri-implantar de próteses implantossuportadas com diferentes níveis de adaptação (Souza *et al.*, 2007; Pereira *et al.*, 2015). A vantagem da análise fotoelástica sobre outras metodologias, tais como análise de elementos finitos, é o uso de componentes reais (implantes e seus componentes, além da prótese implantossuportada) e, os dados quantitativos podem ser estaticamente analisados (de Torres *et al.*, 2011; Pelizzer *et al.*, 2015).

A fotoelasticidade como metodologia de pesquisa na odontologia teve como precursor o ortodontista Zak (1935). O primeiro manuscrito acerca do tema é datado de 1935, quando o autor averiguou questões referentes à movimentação dentária, às forças envolvidas no processo e aos pontos de aplicação. Em 1949 em um estudo feito por Nooman, o autor aplicou forças sobre restaurações de amálgama confeccionadas em diferentes preparos cavitários realizados por blocos de resina com propriedade fotoelástica e sob luz polarizada, a fim de determinar a forma de preparo que gerava menor quantidade de tensão e verificou menos concentração de tensões nas amostras de preparos com ângulos arredondados.

A técnica de fotoelasticidade é muito utilizada na validação ou verificação experimental de soluções numéricas, no estudo de distribuição de tensões em problemas de geometria e carregamentos complexos, bem como na otimização de formas (Pereira *et al.*,

2007). Para exemplificar, na Odontologia, temos o estudo de Haraldson que em 1980 avaliou por método fotoelástico, tensões induzidas por parafusos lisos de 3 mm de diâmetro, simulando implantes com ou sem roscas. Para tanto, o autor realizou três tipos de ancoragem: completa ancoragem óssea, perda óssea vertical e perda óssea horizontal. Concluiu-se, que as roscas dos implantes distribuíam melhor as tensões ao longo de sua superfície enquanto os implantes lisos possuíam concentração maior no ápice.

Uma das grandes vantagens da análise de tensões por fotoelasticidade é a facilidade de visualizar imediatamente as magnitudes de tensões e deformações, os gradientes de deformação e a sua distribuição global, incluindo áreas sob alta ou baixa concentração de tensões e ainda verificar a importância relativa dos vários modos de aplicação de cargas. Essa capacidade é chamada de análise de campo completo e é única da fotoelasticidade dentre os métodos de análise de tensões (Dally and Riley, 1991). O método é amplamente usado no âmbito científico, sua aplicação se baseia nos preceitos da óptica que permitem avaliar e mensurar a distribuição de tensão em estruturas submetidas a forças internas ou externas (Maia *et al.*, 2011). A prática é possibilitada por materiais incolores, que sob carregamento e observados por luz polarizada emitem padrões de cores designados como franjas isocromáticas (Markarian *et al.*, 2007; Goiato *et al.*, 2009). Sendo assim, diferentes situações podem ser comparadas pela maneira como as cores se distribuem na resina fotoelástica (Menani *et al.*, 2011). Esse método é amplamente utilizado na odontologia porque, embora sejam diferentes os módulos de elasticidade do tecido ósseo e da resina fotoelástica, o padrão de concentração e distribuição de tensões é semelhante (Akca *et al.*, 2008).

De Castro *et al.*, (2013) avaliaram a passividade de três técnicas para obtenção de uma estrutura em Co-Cr. Em um modelo metálico simulando uma mandíbula foram posicionados quatro análogos de implantes hexágono externo. Neste modelo foram fabricadas cinco estruturas para cada grupo: monobloco, solda laser ou TIG. Na análise fotoelástica, as estruturas foram parafusadas no modelo e foram verificadas as tensões em 34 pontos diferentes ao redor dos implantes e em cinco pontos no meio do modelo. Após análise estatística, os autores concluíram que não houve diferença significativa entre os grupos, sendo as tensões geradas ao redor dos implantes similares para todas as técnicas.

É com base nestas considerações que este trabalho se propõe a avaliar o comportamento biomecânico de PPFs com diferentes materiais de infraestrutura e métodos de obtenção, associadas a *cantilever* distal com base na análise de tensões, pelo método da fotoelasticidade o qual, mostra a distribuição de tensões geradas no modelo fotoelástico e quantificá-las em pontos pré-determinados.

2. Proposição

O objetivo geral deste trabalho foi avaliar o desempenho biomecânico de próteses parciais fixas (PPFs) com *cantilever* distal parafusadas sobre implantes do tipo Hexágono Externo, posicionadas em área posterior da mandíbula, por meio de análise fotoelástica, qualitativa e quantitativa, das tensões geradas em torno dos implantes.

Os objetivos específicos foram:

- Avaliar o efeito das diferentes estruturas sob os diferentes tipos de carregamentos (puntiforme no *cantilever* e oclusal distribuído) sobre as PPFs;
- Comparar a distribuição de tensões de PPFs com infraestruturas obtidas em diferentes materiais (Zircônia e Cobalto-Cromo [Co-Cr]) e técnicas (CAD/CAM e fundição convencional);
- Avaliar o efeito de diferentes tipos de solda (laser e TIG) na distribuição de tensões.

3. Material e Métodos

Para este trabalho foram utilizadas 5 infraestruturas, sendo uma para cada grupo experimental:

- G1: infraestrutura em Co-Cr (monobloco) obtida pelo método de fundição convencional e revestida pela cerâmica IPS In Line POM (Ivoclar Vivadent);
- G2: infraestrutura em Co-Cr obtida pelo método de fundição convencional, soldada a laser e revestida pela cerâmica IPS In Line POM (Ivoclar Vivadent);
- G3: infraestrutura em Co-Cr obtida pelo método de fundição convencional, soldada com TIG e revestida pela cerâmica IPS In Line POM (Ivoclar Vivadent)
- G4: infraestrutura em Co-Cr obtida pelo método CAD/CAM e revestida pela cerâmica IPS In Line POM (Ivoclar Vivadent)
- G5: infraestrutura em Zircônia obtida pelo método CAD/CAM e revestida pela cerâmica E.max ZirPress (Ivoclar, Vivadent)

3.1 Obtenção do modelo mestre

Foi confeccionado um modelo mestre em polycarbonato (Plexiglas[®], Altuglas International, Philadelphia, EUA) no formato de bloco retangular (50 x 30 x 15 mm), contendo uma réplica em resina de um primeiro pré-molar inferior (Luxatemp, DMG, Hamburgo, Alemanha) e dois análogos de implantes (Neodent, Curitiba, PR, Brasil), correspondentes ao segundo pré-molar e ao primeiro molar inferiores. Buscando simular a reabsorção óssea característica das regiões posteriores da mandíbula, foi realizado desgaste adicional de 4 mm de altura na região do segundo molar (Figura 1).

Com o auxílio de um paralelômetro, os análogos dos implantes (Figura 2A) e a réplica dos dentes (Figura 2B) foram fixados às perfurações, paralelamente entre si, utilizando cola à base de cianoacrilato (Super Bonder[®], Loctite, São Paulo, SP, Brasil). Sobre os análogos dos implantes do tipo hexágono externo, foram parafusados Mini Pilares Cônicos SF (1,0 mm, Neodent - Figura 3), com torque de 32 N.cm.

Figura 1. **A** – Modelo mestre apresentando o primeiro pré-molar e os análogos dos implantes do tipo hexágono externo já fixados. **B** – Análogo do implante. **C** – Implante Titamax Cortical TI 3,75 x 9 mm.

Figura 2. Paralelômetro utilizado para fixação dos análogos dos implantes (A) e dentes (B).

Figura 3. Mini Pilar Cônico SF 1,0 mm para implantes do tipo hexágono externo.

3.2 Obtenção das infraestruturas

3.2.1 Grupos G1, G2 e G3 (Infraestruturas de Co-Cr obtidas pelo processo de fundição convencional)

Para a obtenção das infraestruturas de Co-Cr pelo processo de fundição convencional, dois cilindros pré-fabricados com cinta metálica (Co-Cr) e base rotacional (Cilindro em Co-Cr

do mini pilar cônico, Neodent) foram seccionados com disco de carborundum (5 mm de altura) e guiados por meio de um paquímetro digital (Mitutoyo, Nagoya, Japão) (Figura 4 - A e B) para que as alturas de corte ficassem padronizadas (Figura 4 - C e D). Na sequência, estes cilindros foram adaptados sobre os Mini Pilares cônicos (Neodent) e retidos por parafusos de trabalho (Neodent).

Figura 4. A, B – Padronização da altura dos cilindros calcináveis seccionados com disco de carborundum. Cilindros calcináveis parafusados nos Mini Pilares antes (C) e após o corte (D).

Uma prótese parcial fixa (PPF) de 3 elementos com *cantilever* distal foi encerada sobre estes cilindros (Figura 5. A) e, após a finalização, uma matriz em silicone (Silicone azul, Polglass, Ribeirão Preto, SP, Brasil) foi obtida para ser utilizada posteriormente, na fase de duplicação dos enceramentos das PPFs (Figura 5 - B, C, D e E).

O enceramento foi reduzido em todas as faces, o equivalente a pelo menos 1 mm (Figura 6), para permitir a aplicação da cerâmica, de modo que ela tenha espessura suficiente e garanta resistência adequada. Para a obtenção dos enceramentos (G1, G2 e G3) foi necessário confeccionar uma nova matriz com silicone (Silicone azul, Polglass), seguindo os mesmos passos descritos nas Figuras 5B-E, visando padronizar o formato e a quantidade de metal em infraestrutura.

Figura 5. A – Enceramento da PPF. B, C, D e E – Confeção da matriz em silicone para a padronização dos enceramentos.

Figura 6. Enceramento reduzido para infraestrutura metálica.

Assim, novos cilindros pré-fabricados com cinta metálica (Co-Cr) e base rotacional (Neodent) foram parafusados sobre os minis pilares (Neodent) com parafusos de trabalho, a matriz foi posicionada no modelo mestre e a cera liquefeita em plastificador com controle digital de temperatura (Hotty Led, Renfert GmbH, Hilzinger, Alemanha) mantida a 90° C foi injetada (Figura 7), obtendo-se assim, o padrão de cera da infraestrutura metálica. Após o resfriamento, a matriz foi removida e os enceramentos foram avaliados cuidadosamente quanto à reprodução dos detalhes.

Figura 7. A – Plastificador com controle digital de temperatura. B – Cera liquefeita sendo inserida na matriz com auxílio de conta gotas.

Este mesmo procedimento foi utilizado para a obtenção de 3 enceramentos (1 para cada grupo). Finalizados todos os enceramentos, os elementos 45 e 46 dos grupos G2 e G3 foram individualizados com lâmina de CoCr para futura soldagem (Figura 8). O grupo G1 foi mantido sem corte para obtenção da infraestrutura em monobloco.

Figura 8. Lâmina acoplada em um delineador (A) para individualizar os elementos 45 e 46 (B).

Sobre a superfície dos enceramentos, canais de alimentação pré-fabricados (Pasom, São Paulo, SP, Brasil) foram posicionados numa angulação aproximada de 45°. Os padrões de cera foram fixados com cera 7 às bases formadoras de cadinho, pulverizados com spray redutor de tensão de superfície (Waxit, DeguDent GmbH, Hanau-Wolfgang, Alemanha) e deixados para secar em temperatura ambiente (Figura 9 - A e B).

A inclusão foi realizada em revestimento Heat Shock (Dentaurm, Ispringen, Alemanha), que foi manipulado a vácuo e vertido no anel, sob vibração, para evitar a

formação de bolhas (Figura 9C). Após cerca de 40 minutos, o anel de silicone foi removido e os revestimentos foram levados ao forno elétrico para expansão do revestimento e eliminação da cera. Após meia hora do final do ciclo foi realizada a fundição por chama oxigênio/GLP em centrífuga com acionamento elétrico (EDG Equipamentos e Controles Ltda., São Carlos, SP, Brasil).

Figura 9. Enceramentos fixados à base formadora de cadinho (A) com anel de silicone posicionado (B) e preenchido com revestimento (C).

Após o processo de fundição e adequado resfriamento do revestimento, as estruturas foram desincluídas e jateadas com microesferas de vidro (Knebel-Kota, Cotia, SP, Brasil) de granulação de 50 μm (pressão de 60 libf/pol²) (Figura 10 - A). Os condutos de alimentação foram seccionados em torno de alta rotação (Nevoni, NSR Indústria, Comércio e Representações LTDA, Jandira, SP, Brasil) com discos abrasivos *cut-off* (Schelble, Petrópolis, RJ, Brasil) (Figura 10 - B) e apenas pequenos nódulos e irregularidades foram removidos para permitir a adaptação das infraestruturas ao modelo.

Figura 10. A. Infraestruturas metálicas desincluídas. B. Disco abrasivo para secção.

Na sequência, estas infraestruturas fundidas pelo método convencional e seccionadas foram posicionadas no modelo mestre, para conferência, recebendo um torque de 10 N.cm (Figura 11).

Figura 11. Infraestrutura polida e parafusada sobre os mini pilares cônico, prontas para soldagem.

3.2.1.1 Soldagem a Laser

A partir da moldagem do modelo mestre em silicone (Polglass). Um modelo em gesso tipo IV (Durone IV, Dentsply, Petrópolis RJ, Brasil) com os análogos do implante posicionados foi obtido. A região da crista óssea entre os análogos foi desgastada de maneira a permitir a melhor visualização da região a ser soldada. A máquina de solda a laser (Desktop, Dentaaurum, Ispringen, Alemanha) (Figura 12.A) foi ajustada em 310V e pulso de 9ms, realizando-se inicialmente dois pontos de solda em regiões opostas e prosseguindo-se com soldagem das regiões restantes, até preencher o risco de corte (Figura 12.B).

Figura 12. A – Máquina de solda a laser. B – Infraestrutura metálica soldada.

3.2.1.2 Soldagem TIG

Para a soldagem da infraestrutura do grupo G3 utilizou-se o mesmo modelo em gesso usado na soldagem a laser. Realizou-se a soldagem TIG na Máquina de soldagem de plasma (Dentapuk, Lampert Werktechnik GmbH, Werneck, Alemanha) (Figura 13A), conforme metodologia adaptada do estudo de Castro *et al.* (2013). Para o processo de soldagem, as infraestruturas foram colocadas na guia de soldagem e uma pinça de massa foi acoplada (Figura 13B). Em um ambiente de gás argônio, o eletrodo de tungstênio foi posicionado de 3-6 mm da infraestrutura, sem deixar o tungstênio tocar a infraestrutura para evitar a contaminação. O controle da corrente de soldagem foi realizado por meio de um pedal. Da mesma forma que para a soldagem a laser, a soldagem TIG foi realizada em pontos diametralmente opostos, prosseguindo-se com soldagem das regiões restantes.

Figura 13. A – Máquina de solda a TIG. B – Infraestrutura metálica soldada

3.2.2 Grupos G4 e G5 (Infraestruturas de Co-Cr e Zr obtidas pelo Sistema CAD/CAM)

O modelo mestre com análogos dos implantes e Mini Pilares cônicos parafusados, teve os enceramentos previamente confeccionados. Os enceramentos foram escaneados utilizando o scanner D700 (3Shape, Copenhagen, Dinamarca) e as infraestruturas foram usinadas pela fresadora Neodent digital (Neodent). Por este processo foram confeccionadas 2 infraestruturas para o modelo mestre (Co-Cr e Zr) (Figura 14 - A e B).

Figura 14. Infraestruturas de Co-Cr (A) e Zr (B) obtidas pelo sistema CAD/CAM.

3.3. Prensagem da cerâmica

Nos grupos G1, G2, G3 e G4, o opaco (IPS In Line System, Ivoclar, Vivadent) foi aplicado sobre a estrutura metálica. Após aplicação e queima de duas camadas de opaco sobre as amostras, uma delas foi parafusada sobre o modelo mestre (Figura 15A) e, na sequência, foi confeccionado um enceramento (Figura 15B), utilizando a matriz previamente confeccionada, conforme mostra figura 5. No grupo G5 (infraestruturas de Zr) um primer específico para zircônia (ZirLiner, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) foi aplicado, antes da confecção dos enceramentos.

Figura 15. A – Aplicação de duas camadas de opaco. B – Enceramento da PPF.

A prensagem da cerâmica IPS In Line POM (Ivoclar Vivadent) para infraestruturas metálicas e IPS E.max ZirPress (Ivoclar, Vivadent) para infraestruturas de zircônia, seguiu, rigorosamente, as recomendações do fabricante (Figura 16).

Figura 16. Etapas da prensagem da cerâmica

3.4 Obtenção dos modelos fotoelásticos

Transferentes de moldagem (Neodent) foram parafusados sobre os mini pilares e unidos com fio dental e resina Pattern (GC Corporation, Tóquio, Japão) sobre o modelo mestre (Figura 17). Moldes de silicone foram confeccionados (Silicone azul, Polglass), cujas câmaras dos moldes reproduziram a posições exatas do dente e dos implantes do modelo mestre (Figura 18).

Figura 17. Transferentes de Mini pilar unidos com fio dental e resina Pattern

Figura 18. Moldes de silicone

Antes da inclusão da resina fotoelástica, mergulhou-se a raiz do primeiro pré-molar em cera para escultura (Schuler Dental, Ulm, Alemanha) numa espessura aproximada de 300 μ m (Hohmann *et al.*, 2007) (Figura 19A). A raiz imersa em cera foi moldada com silicone de condensação (Zetalabor, Zhermak Dental, Rovigo, Itália). Após a presa do material, o dente foi removido e, assim, foi criado um molde para a obtenção padronizada do ligamento periodontal simulado (Rabitz *et al.*, 2006; Soares *et al.*, 2006). Com o auxílio desta matriz, as réplicas dos dentes receberam uma cobertura de Impregum Soft (3M ESPE, Seefeld, Alemanha) na porção radicular, com intuito de simular o ligamento periodontal (Figura 19B).

Figura 19. **A** – Réplica do primeiro pré-molar após imersão em cera. **B** – Réplica do primeiro pré-molar com ligamento periodontal confeccionado em Impregum.

Após a colocação do dente pré-molar e dos implantes, manipulou-se cuidadosamente, evitando a incorporação de bolhas, a resina fotoelástica do tipo Araldite GY279 e endurecedor Aradur 2963 (Huntsman, Everbeg, Bélgica), na proporção 26 mL para 13 mL; a mistura foi levada ao interior de uma câmara a vácuo durante 15 minutos para a eliminação de pequenas bolhas, resultantes da manipulação dos componentes da resina. Procedeu-se então, ao preenchimento da câmara do molde de silicone, incluindo assim, o dente e os implantes no material fotoelástico. Aguardou-se a completa polimerização da resina à temperatura ambiente, em local fechado, durante 72 horas. Foram obtidos 3 modelos fotoelásticos (n=3), em que se testaram as PPF dos 5 grupos em cada modelo.

3.5 Análise fotoelástica

Para obtenção da ponta para carregamento oclusal distribuído foi encerada a superfície oclusal do segmento antagonista em relação ao enceramento inicial da PPF sobre o modelo mestre. Esse enceramento antagonista foi moldado com silicone de condensação (Zetalabor, Zhermak Dental) em 2 etapas: sendo a primeira etapa, moldada com a pasta pesada e a segunda etapa com a pasta leve. Utilizou-se a resina bisacrílica (ProTemp 4, 3M ESPE, Seefeld, Alemanha) para os dentes e resina termopolimerizável rosa para a caracterização do sistema de suporte. Foram obtidas cinco antagonistas oclusais, um para cada grupo, a partir da mesma matriz em silicone de condensação. Foi realizado ajuste oclusal no modelo mestre e no modelo fotoelástico antes das leituras, marcando os pontos de contato com carbono (AccuFilm II, NY, EUA) até se obter a padronização possível dos pontos de contato oclusal entre a ponta e cada uma das próteses confeccionadas. Isto foi necessário para confirmar, refinar e garantir homogênea distribuição de cargas quando realizado o ensaio fotoelástico.

Em um modelo fotoelástico, foram utilizadas as 5 PPFs, referente aos 5 grupos e esse procedimento repetido em 3 modelos fotoelásticos (n=3). Assim, o modelo fotoelástico foi levado ao polariscópio (G.U.N.T. Gerätebau GmbH, Barsbuettel, Alemanha) (Figura 20) para a realização das análises.

Figura 20. Polariscópio

Registros fotográficos de cada situação de interesse para análise foram realizados com auxílio da câmera digital (HX-100- Sony, Tóquio, Japão) acoplada a um tripé. Um dispositivo composto por uma célula de carga de 15 Kgf (Kratos, São Paulo, Brasil) e um leitor de carga (IKE-01, Kratos) e diferentes modelos de pontas (oclusal e pontual) para aplicação de cargas foram acoplados ao polariscópio para viabilizar os ensaios.

Para a análise qualitativa o polariscópio foi ajustado no modo de polarização circular. Foi observado o padrão de distribuição de franjas isocromáticas em torno dos implantes sob diferentes condições de aplicação de carga, onde quanto maior o número de franjas, maior a intensidade de tensão, e quanto mais próximas, maior a concentração dessas tensões. Assim, a franja de ordem $N=0$ é visualizada na cor preta, a franja de ordem $N=1$ é representada pela transição violeta-azul, a franja de ordem $N=2$ encontra-se na transição vermelho-verde. A partir deste ponto, todas as franjas de número de ordem inteiro correspondem à transição vermelho-verde (Bernardes, 2004) (Figura 21).

Figura 21. Ordem de franjas isocromáticas inteiras

Os modelos fotoelásticos obtidos foram levados ao polariscópio para a certificação da ausência de franjas prévias à aplicação das cargas. A presença de franjas nessa fase indica que há tensões residuais no modelo, o qual, neste caso foi colocado em estufa (Shaker, Novatécnica Equipamentos, Piracicaba, SP, Brasil) a 50° C por 10 minutos, para a eliminação

das tensões, evitando a interferência nos resultados, que poderiam comprometer a confiabilidade do método (Figura 22).

Figura 22. Estufa-incubadora

Após a eliminação das tensões aguardou-se 10 minutos em temperatura de aproximadamente 23° C para o esfriamento do modelo antes da aplicação de carga. Cada infraestrutura foi parafusada aos implantes com torque de 10N.cm, conforme indicação do fabricante. Dois modelos de pontas de aplicação de carga foram utilizados para produzir duas diferentes condições de carregamento na superfície oclusal das coroas: 1 – Puntiforme (150 N), obtido com uma ponta simples para carregamento sobre o *cantilever* (Segundo molar); 2 – Oclusal distribuído (150 N), obtido por uma ponta que simulou a oclusão antagonista de cada um dos modelos. Os valores de carga foram determinados em ensaios pilotos, visando não exceder o limite elástico do material fotoelástico e limitar a presença de franjas até a 3ª ordem, tornando a leitura dos dados mais simples e precisa.

Após cada aplicação de carga o modelo fotoelástico foi novamente checado no polariscópio quanto à ausência total de franjas, e submetido ao relaxamento térmico das tensões como descrito anteriormente.

Aplicado o carregamento proposto foi feita a captura da imagem para posterior análise qualitativa, e em seguida foi realizada a análise quantitativa. Os valores da ordem de franja (η) foram calculados em cada ponto por meio da leitura das ordens de franjas visualizadas no modelo fotoelástico, empregando o método de compensação de Tardy (Bernardes, 2004).

Foram analisados seis pontos em cada modelo, três na região cervical e três apicais (Figura 23). Para reprodução exata do local dos pontos em cada modelo, os mesmos foram

marcados no modelo fotoelástico com auxílio de transparência milimetrada e projetor de perfil (Projetor de Perfil modelo 6C, Nikon, Tóquio, Japan). As transparências foram colocadas em posição no modelo fotoelástico e foram realizadas marcações nos pontos de interesse para posterior leitura de tensão.

Figura 23. Pontos previamente determinados para quantificação das tensões.

Conhecendo a espessura (b) dos modelos fotoelásticos em milímetros, a constante óptica ($k=3,57$) da resina fotoelástica empregada no estudo em Brewsters e os valores de ordens de franja dos pontos estudados (n) foi aplicada a equação da Lei Óptica das tensões, obtendo-se assim o valor da tensão cisalhante máxima (τ) em kPa para cada ponto (Eq. 1) (Bernardes, 2004).

$$\tau = \frac{k_{\sigma} \times n}{2 \times b} \quad \text{Equação (1)}$$

3.6 Análise Estatística

Foi realizado teste de normalidade e os dados apresentaram distribuição normal. Dessa forma, foi utilizado a Análise de Variância (ANOVA *one-way*), e pós teste de Tukey para a comparação entre os grupos. Todas as comparações foram feitas usando o programa IBM SPSS 20.0, com um nível de significância de 5% ($\alpha=0,05$).

4. Resultados

A figura 24 mostra os modelos fotoelásticos posicionados no polariscópio, antes das próteses serem parafusadas sobre os mini-pilares. É importante destacar a ausência de tensões nos modelos.

Figura 24. Foto do modelo fotoelástico com ausência de tensões antes da instalação da prótese

A figura 25.A mostra os modelos fotoelásticos e as tensões a eles transmitidas após as próteses serem parafusadas, com o torque indicado pelo fabricante (10 N.cm) e o ponto de contato devidamente verificado. A figura 25.B ilustra as ordens de franjas isocromáticas inteiras. A tabela 1 apresenta os valores quantificados (em kPa) das tensões transmitidas às regiões adjacentes aos implantes, para cada um dos pontos previamente selecionados.

Figura 25. A – Tensões observadas após as próteses serem parafusadas no G1, G2, G3, G4 e G5. B – Ordens de franjas isocromáticas inteiras.

Tabela 1. Tensões (kPa) medidas em cada um dos pontos, após as próteses serem parafusadas.

Grupo		P1	P2	P3	P4	P5	P6
G1	Modelo1	81,11	342,19	394,57	213,76	347,26	217,14
	Modelo2	100,38	420,76	519,62	223,06	357,40	219,68
	Modelo3	90,41	405,56	498,50	174,90	411,47	164,76
G2	Modelo1	118,63	162,22	201,09	244,18	213,76	232,35
	Modelo2	127,58	218,83	156,31	133,83	223,90	225,59
	Modelo3	112,37	115,58	180,81	118,63	255,16	118,63
G3	Modelo1	27,38	191,63	351,31	266,99	217,99	69,28
	Modelo2	10,65	140,25	378,69	289,80	121,67	14,36
	Modelo3	19,01	165,94	365,00	278,40	169,83	41,82
G4	Modelo1	50,19	173,38	268,26	177,43	257,70	128,51
	Modelo2	90,41	180,98	282,20	175,74	349,79	136,88
	Modelo3	72,66	167,29	254,32	176,59	185,03	120,15
G5	Modelo1	125,89	161,21	63,37	193,48	92,94	98,85
	Modelo2	119,98	71,82	100,54	184,19	77,73	119,98
	Modelo3	90,41	64,21	65,90	188,84	98,85	117,44

Podemos observar que houve maior concentração de forças entre os implantes, sendo maior para o monobloco e menor para a zircônia.

Após a análise quantitativa foi realizada a análise de variância (Tabela 2) e foram obtidos a média e desvio padrão nos seis pontos avaliados (Tabela 3).

Tabela 2. *One-way* ANOVA para os seis pontos avaliados após o parafusamento das próteses.

Fonte	Variável: Tensão	Soma dos Quadrados	df	Quadrado Médio	F	Sig.
Infra	P1	19421,122	4	4855,280	24,549	<0,001
	P2	147355,395	4	36838,849	22,948	<0,001
	P3	284930,599	4	71232,650	61,442	<0,001
	P4	23957,698	4	5989,425	5,445	0,014
	P5	133508,588	4	33377,147	15,292	<0,001
	P6	50441,681	4	12610,420	10,530	0,001
Erro	P1	1977,818	10	197,782		
	P2	16053,397	10	1605,340		
	P3	11593,385	10	1159,339		
	P4	11000,375	10	1100,037		
	P5	21826,424	10	2182,642		
	P6	11975,789	10	1197,579		
Total	P1	21398,939	14			
	P2	163408,792	14			
	P3	296523,984	14			
	P4	34958,073	14			
	P5	155335,012	14			
	P6	62417,469	14			

Tabela 3. Média e desvio padrão e comparações estatísticas para os seis pontos avaliados após o parafusamento das próteses.

Grupo	P1	P2	P3	P4	P5	P6
G1	90.6 ^{ab} (9.6)	389.5 (41.7) ^a	470.90 ^a (66.9)	203.9 ^{ab} (25.6)	372.04 ^a (34.52)	200.52 ^a (31.00)
G2	119.5 ^a (7.6)	165.6 ^b (51.7)	179.40 ^c (22.4)	165.5 ^{ab} (68.5)	230.94 ^b (21.58)	192.19 ^a (63.80)
G3	19.0 ^b (8.4)	165.9 ^b (25.7)	365.00 ^b (13.7)	278.4 ^b (11.4)	169.83 ^{bc} (48.16)	41.82 ^b (27.46)
G4	71.1 ^a (20.2)	173.9 ^b (6.9)	268.26 ^c (13.9)	176.6 ^a (0.8)	264.17 ^{ab} (82.57)	128.51 ^{ab} (8.36)
G5	112.1 ^a (19.0)	99.1 ^b (53.9)	76.60 ^d (20.8)	188.8 ^a (4.6)	89.84 ^c (10.90)	112.09 ^{ab} (11.53)
p*	<0,001	<0,001	<0,001	0,014	<0,001	0,001

* ANOVA one-way; ^{ab} letras iguais indicam semelhança estatística na coluna.

Foi observada diferença significativa entre as próteses para os seis pontos analisados sendo que no ponto 1 (P1), a prótese com solda TIG apresentou a menor tensão seguido da prótese monobloco e as próteses Zr CAD/CAM, Co-Cr CAD/CAM e laser apresentaram maiores tensões e semelhantes entre si. No ponto 2 (P2) as próteses apresentaram resultados semelhantes entre si, com exceção da prótese monobloco que apresentou a maior concentração de tensão. No ponto 3 (P3) novamente a prótese monobloco apresentou o maior resultado, seguido pela prótese soldada a TIG, na sequência pelas próteses em Co-Cr obtida pelo método CAD/CAM e pela prótese Co-Cr obtida pelo método convencional e soldada a Laser e com menor resultado tivemos a Zr CAD/CAM. No ponto 4 (P4) os menores resultados foram apresentados pela Zr CAD/CAM e Co-Cr CAD/CAM, as próteses em monobloco e soldada a laser tiveram concentração de tensões semelhantes e intermediárias e a prótese soldada a TIG apresentou o maior valor. No ponto 5 (P5) a Zr CAD/CAM apresentou a menor concentração de tensões, a prótese monobloco teve o maior valor, seguida das próteses Co-Cr CAD/CAM, soldada a laser e soldada a TIG. Por fim, o ponto 6 (P6) teve a maior concentração de tensões nas próteses monobloco e com solda a laser, resultados intermediários foram observados para Co-Cr CAD/CAM e Zr CAD/CAM e menor concentração na prótese com solda a TIG.

A figura 26 mostra os modelos fotoelásticos e as tensões a eles transmitidas após a aplicação da carga oclusal. A tabela 4 apresenta os valores quantificados (em kPa) das tensões transmitidas às regiões adjacentes aos implantes, para cada um dos pontos previamente selecionados.

Figura 26. A – Tensões observadas após aplicação de carga oclusal distribuída (150N). **B** – ordens de franjas isocromáticas inteiras.

Tabela 4. Tensões (kPa) medidas em cada um dos pontos, após as próteses serem submetidas ao carregamento oclusal de carga.

Grupo		P1	P2	P3	P4	P5	P6
G1	Modelo1	221,37	282,88	584,00	369,22	536,52	90,41
	Modelo2	276,28	347,26	573,35	356,55	430,40	92,94
	Modelo3	199,23	438,51	653,11	266,99	478,22	131,81
G2	Modelo1	173,38	219,76	229,65	170,67	644,83	209,88
	Modelo2	133,83	257,02	427,52	117,44	829,70	188,41
	Modelo3	112,54	182,50	380,21	207,85	538,38	114,91
G3	Modelo1	202,27	146,00	134,34	249,25	414,85	239,11
	Modelo2	114,06	197,71	92,09	190,10	365,84	232,35
	Modelo3	158,17	199,23	110,68	230,66	390,35	207,85
G4	Modelo1	132,31	127,75	249,42	304,93	401,50	110,68
	Modelo2	131,81	223,90	323,60	275,27	398,46	125,05
	Modelo3	100,38	152,93	233,19	334,58	440,20	98,01
G5	Modelo1	133,83	92,09	238,26	477,37	603,77	249,25
	Modelo2	206,83	177,43	276,79	409,78	560,00	264,54
	Modelo3	97,33	77,73	184,19	443,58	516,24	279,83

Tabela 5. *One-way* ANOVA para os seis pontos avaliados após a aplicação da carga oclusal.

Fonte	Variável: Tensão	Soma dos Quadrados	df	Quadrado médio	F	Sig.
Infra	P1	21931,399	4	5482,850	3,463	0,051
	P2	98793,088	4	24698,272	8,940	0,002
	P3	402168,846	4	100542,211	28,747	0,000
	P4	136220,308	4	34055,077	21,004	0,000
	P5	157912,028	4	39478,007	7,149	0,005
	P6	58900,205	4	14725,051	19,865	0,000
Erro	P1	15830,529	10	1583,053		
	P2	27625,456	10	2762,546		
	P3	34974,581	10	3497,458		
	P4	16213,600	10	1621,360		
	P5	55222,446	10	5522,245		
	P6	7412,592	10	741,259		
Total	P1	37761,928	14			
	P2	126418,544	14			
	P3	437143,427	14			
	P4	152433,908	14			
	P5	213134,475	14			
	P6	66312,797	14			

Tabela 6. Média e desvio padrão e comparações estatísticas.

Grupo	P1	P2	P3	P4	P5	P6
G1	232.29 ^a	356.21 ^a	603.49 ^a	330.92 ^b	481.71 ^{ab}	105.05 ^c
	(39.67)	(78.20)	(43.30)	(55.73)	(53.15)	(23.21)
G2	139.92 ^{ab}	219.76 ^{ab}	345.79 ^b	165.32 ^c	670.97 ^a	171.07 ^{bc}
	(30.87)	(37.26)	(103.33)	(45.44)	(147.41)	(49.80)
G3	158.17 ^{ab}	180.98 ^b	112.37 ^c	223.34 ^{bc}	390.35 ^b	226.44 ^{ab}
	(44.10)	(30.30)	(21.17)	(30.24)	(24.50)	(16.45)
G4	121.50 ^b	168.19 ^b	268.74 ^{bc}	304.93 ^b	413.39 ^b	111.25 ^c
	(18.29)	(49.86)	(48.20)	(29.66)	(23.27)	(13.53)
G5	146.00 ^{ab}	115.75 ^b	233.08 ^{bc}	443.58 ^a	560.00 ^{ab}	264.54 ^a
	(55.75)	(53.90)	(46.52)	(33.80)	(43.77)	(15.29)
p	0,051	0,002	<0,001	<0,001	0,005	<0,001

Sob carga oclusal foi observada diferença significativa entre as próteses para os seis pontos analisados. No P1 temos o monobloco com maior tensão, Co-Cr CAD/CAM apresentou a menor concentração e intermediário entre essas duas próteses temos Zr CAD/CAM, laser e TIG com valores semelhantes de concentração de tensões. No P2 observamos monobloco com maior concentração, seguido da prótese a laser e por último as próteses TIG, Zr CAD/CAM e Co-Cr CAD/CAM tiveram valores menores, em relação às duas próteses anteriores, semelhantes de tensões. No P3, monobloco apresentou o maior valor, seguido da prótese soldada a laser, na sequência temos Zr CAD/CAM e Co-Cr CAD/CAM enquanto a prótese soldada a TIG o menor valor referente à concentração de tensões. No P4 a sequência em ordem decrescente de concentração de tensões é: Zr (CAD/CAM), monobloco e Co-Cr CAD/CAM, prótese com solda a TIG e com o menor valor de concentração a prótese com solda laser. No P5 a prótese soldada a laser apresenta a maior concentração de tensões, seguido das próteses monobloco e Zr CAD/CAM e as próteses Co-Cr CAD/CAM e a prótese soldada a TIG apresentou a menor concentração. Por fim, Zr CAD/CAM denota maior concentração de tensões, TIG vem a seguir, em sequência laser e com menores valores de concentração de tensões tempos as próteses monobloco e Co-Cr CAD/CAM no P6.

A figura 27 mostra os modelos fotoelásticos e as tensões a eles transmitidas após a aplicação da carga pontual na distal do *cantilever*. A tabela 7 apresenta os valores quantificados (em kPa) das tensões transmitidas às regiões adjacentes aos implantes, para cada um dos pontos previamente selecionados.

Figura 27. **A** – Tensões observadas após aplicação de carga pontual na distal do segundo molar em *cantilever*. **B** – Ordens de franjas isocromáticas inteiras.

Tabela 7. Tensões (kPa) medidas em cada um dos pontos, após as próteses serem submetidas ao carregamento pontual de carga.

Grupo		P1	P2	P3	P4	P5	P6
G1	Modelo1	89,56	686,91	496,81	197,71	818,72	500,19
	Modelo2	75,20	605,80	509,48	167,29	710,23	533,98
	Modelo3	90,41	644,66	585,52	84,49	815,17	487,51
G2	Modelo1	54,75	396,94	410,63	256,85	659,03	367,53
	Modelo2	64,21	527,22	499,34	145,32	723,24	360,78
	Modelo3	45,63	401,33	432,59	212,92	643,82	354,02
G3	Modelo1	94,63	162,73	554,26	384,43	618,47	684,38
	Modelo2	81,11	139,92	525,53	321,91	561,19	637,06
	Modelo3	87,87	151,32	539,90	353,17	589,83	660,72
G4	Modelo1	123,36	367,53	328,50	214,44	719,02	372,60
	Modelo2	103,08	363,31	311,77	205,65	702,96	439,52
	Modelo3	138,56	316,00	335,43	196,86	637,06	419,07
G5	Modelo1	73,00	281,35	162,73	287,44	544,97	445,27
	Modelo2	6,08	239,95	211,23	255,16	490,89	408,09
	Modelo3	48,67	247,56	224,75	330,02	534,83	482,10

Tabela 8. One-way ANOVA para os seis pontos avaliados após a aplicação da carga pontual.

Fonte	Variável: Tensão	Soma dos quadrados	df	Quadrado médio	F	Sig.
Infra	P1	11528,414	4	2882,103	8,633	0,003
	P2	427219,021	4	106804,755	62,435	0,000
	P3	252845,791	4	63211,448	53,986	0,000
	P4	77774,552	4	19443,638	10,738	0,001
	P5	116464,805	4	29116,201	15,982	0,000
	P6	160873,985	4	40218,496	53,944	0,000
Error	P1	3338,545	10	333,855		
	P2	17106,634	10	1710,663		
	P3	11708,899	10	1170,890		
	P4	18108,105	10	1810,811		
	P5	18218,251	10	1821,825		
	P6	7455,597	10	745,560		
Total	P1	14866,959	14			
	P2	444325,655	14			
	P3	264554,689	14			
	P4	95882,657	14			
	P5	134683,056	14			
	P6	168329,582	14			

Tabela 9. Média e desvio padrão e comparações estatísticas.

Grupo	P1	P2	P3	P4	P5	P6
G1	85.1 ^{ab}	645.8 ^a	530.6 ^{ab}	149.8 ^c	781.4 ^a	507.2 ^b
	(8.5)	(40.6)	(48.0)	(58.6)	(61.6)	(24.0)
G2	54.9 ^b (9.3)	441.8 ^b	447.5 ^b	205.0 ^{bc}	675.4 ^{ab}	360.8 ^d
		(74.0)	(46.2)	(56.2)	(42.2)	(6.8)
G3	87.9 ^{ab}	151.3 ^d	539.9 ^a	353.2 ^a	589.8 ^{bc}	660.7 ^a
	(6.8)	(11.4)	(14.4)	(31.3)	(28.6)	(23.7)
G4	121.7 ^a	348.9 ^{bc}	325.2 ^c	205.7 ^{bc}	686.3 ^{ab}	410.4 ^{cd}
	(17.8)	(28.6)	(12.2)	(8.8)	(43.4)	(34.3)
G5	42.6 ^b	256.3 ^{cd}	199.6 ^d	290.9 ^{ab}	523.6 ^c	445.2 ^{bc}
	(33.9)	(22.0)	(32.6)	(37.5)	(28.7)	(37.0)
p	0,003	<0,001	<0,001	0,001	<0,001	<0,001

Sob a carga pontual, em *cantilever*, foi observada diferença significativa entre as próteses para os seis pontos analisados. No P1 a menor concentração de tensões foi observada na prótese Co-Cr CAD/CAM, monobloco e TIG vêm em seguida com valores próximos e menores valores de tensão: Zr CAD/CAM e laser. No P2 a maior concentração de tensões está no monobloco, a seguir a prótese soldada a laser, depois Co-Cr CAD/CAM, seguido pela prótese Zr CAD/CAM e com menor concentração de tensões temos a prótese com solda a TIG. No P3 em ordem decrescente temos: TIG, monobloco, laser, Co-Cr CAD/CAM e Zr CAD/CAM. No P4 a prótese com solda a TIG apresentou a maior concentração de tensões, depois temos Zr CAD/CAM, seguida por Co-Cr CAD/CAM e laser e menor concentração de tensões foi observada na prótese monobloco. Monobloco apresentou a maior concentração de tensões no P5, na sequência temos Co-Cr CAD/CAM e laser com valores semelhantes, depois a prótese com solda TIG e com menor concentração de tensões Zr CAD/CAM. No P6 a prótese soldada a TIG apresenta a maior concentração de tensões, observamos a seguir a prótese monobloco seguida Zr CAD/CAM, Co-Cr CAD/CAM e com menor concentração de tensões a prótese com solda laser.

5. Discussão

Além da obtenção da osseointegração, há uma grande preocupação com a longevidade de implantes inseridos em áreas desfavoráveis. Para melhor manutenção do tratamento reabilitador protético em região posterior de mandíbula este trabalho analisa próteses parciais fixas associadas a *cantilever* confeccionadas em diferentes materiais de infraestrutura e técnicas buscando uma previsibilidade do comportamento biomecânico do material e do tipo da prótese que melhor favoreça a manutenção dos implantes em área posterior da mandíbula. Após as PPFs serem parafusadas, antes do carregamento oclusal, observamos as menores concentrações de tensões nas próteses que foram obtidas pelo método CAD/CAM. Quando a carga oclusal foi aplicada, constatamos aumento significativo das tensões observadas nos modelos com infraestrutura em zircônia a qual, teve aumento de concentração de tensões principalmente entre implantes e na região da crista marginal, região onde na prática clínica há o maior risco de reabsorção óssea que pode resultar, na pior das hipóteses, na perda do implante. Já no carregamento pontual, a infraestrutura soldada a TIG apresentou a maior concentração de tensões nesta região.

Alguns aspectos devem ser levados em consideração na escolha do sistema de retenção de prótese sobre implantes, tais como a reversibilidade, previsibilidade de retenção, estética e dificuldade técnica. Em casos extensos, particularmente na presença de *cantilever* e do espaço desdentado limitado, o uso de uma prótese parafusada é sugerido devido à sua capacidade de reversibilidade e previsibilidade de retenção (Pellizzer *et al.*, 2010). As próteses do presente estudo foram todas parafusadas. Distorções na infraestrutura e no implante são observadas durante o aperto dos parafusos de retenção. Em situações de desadaptação, o apertamento do parafuso causa o surgimento de tensões no implante e no osso alveolar, sendo que a magnitude destas tensões é diretamente relacionada ao nível de desadaptação. Nestes casos, a quantidade de desadaptação pode atingir níveis de até 500µm, mesmo a fenda não podendo ser detectada devido ao fechamento desse espaço pelo parafusamento (Pellizzer *et al.*, 2010).

Em cada etapa da confecção da prótese implantossuportada convencional (fundição, solda, aplicação do revestimento estético), ou pelo sistema CAD/CAM (escaneamento/fresagem) há uma chance de causar distorções na mesma, o que leva à desadaptação da peça finalizada. Entretanto, um método que produza um assentamento passivo absoluto ainda não foi desenvolvido e não há consenso na literatura de qual é o nível clinicamente aceitável de desajuste (Sahin; Çehreli, 2001).

As franjas fotoelásticas observadas neste estudo revelaram que o parafusamento das próteses resultaram em maior número de franjas, no ápice de cada implante, sendo observadas

também o surgimento de franjas entre os implantes. Essa técnica possibilita que tensões geradas em uma resina que apresenta característica fotoelástica possam ser visualizadas pelo padrão de distribuição das cores nesse material (Menani *et al.*, 2011; de Torres *et al.*, 2011). Contudo, sabe-se que a análise qualitativa da distribuição de tensões é subjetiva, sendo necessária a realização de análise quantitativa para a comparação objetiva dos resultados a partir dos valores de tensão em determinada região (Bernardes *et al.*, 2009). Na análise qualitativa foi possível observar que a região de maior tensão nos modelos foi entre os implantes no terço médio-apical. Porém, na análise quantitativa foram utilizados pontos considerados críticos, na região apical e cervical (Cidade *et al.*, 2014). Assim, as duas análises se mostraram complementares, pois a qualitativa permitiu a avaliação do modelo como um todo e a quantitativa mostrou os valores de tensão nos pontos críticos.

Após o parafusamento da prótese o menor número de franjas foi observado nas próteses fresadas em CAD/CAM (Co-Cr e Zr). Acreditamos que estes resultados indiquem a melhor adaptação marginal para este método, uma vez que quanto melhor a adaptação, menor a quantidade de tensões geradas no osso (Kim *et al.*, 2009; Tiozzi *et al.*, 2014).

Em relação a PPFs sobre implantes serem individualizadas ou unidas, alguns autores defendem a utilização de próteses sobre implantes separadas pelos benefícios relacionados aos procedimentos laboratoriais e por facilitarem a higienização bem como, a obtenção de próteses mais passivas (Soluit e Schneider, 1998). Recomenda-se que grandes restaurações sobre implantes sejam retidas por parafusos, devido a maior praticidade de higienização, reparos e aperto do parafuso do pilar (Nissan *et al.*, 2011; Taylor *et al.*, 2000). No entanto, um desajuste marginal diminuído após apertar os parafusos pode levar a maiores níveis de tensão e perda de torque do parafuso (Kim *et al.*, 2009; Tiozzi *et al.*, 2015).

O sistema CAD/CAM está trazendo mudanças significativas para a Odontologia. O sistema vem diminuindo o tempo de trabalho, o número de etapas envolvidas na confecção de próteses e melhorando a adaptação marginal, trazendo melhor assentamento da peça protética (Al-Fadda *et al.*, 2007; Tahmaseb, 2010; Kohorst, 2011) e como pudemos observar neste trabalho, melhor distribuição de tensões peri-implantares nos grupos G4 (Co-Cr) e G5 (Zr). Com todos esses benefícios, temos mais segurança do ponto de visto biológico e mecânico em relação as técnicas tradicionais de fundição, que serão obtidos na reabilitação do paciente, feito por esse sistema.

A alta previsibilidade técnica do sistema CAD/CAM ainda depende de uma série de variáveis que vão desde um planejamento competente até o ajuste final da prótese na boca do paciente. Uma vez que o escaneamento pode ser feito intra e extra oral, a qualidade da peça

protética pode ser influenciada pelo processo de moldagem e obtenção do modelo, técnica de escaneamento e precisão do scanner. Todos os pequenos e grandes erros cometidos na clínica serão milimetricamente reproduzidos na estrutura adquirida pela fresadora. A tecnologia depende de uma perfeita operação do sistema, da capacitação e do treinamento continuado do profissional, além do acompanhamento das muitas inovações que o mercado oferece (Liu, 2005; Correia *et al.*, 2006).

Nas próteses obtidas pelo método convencional de fundição, observou-se que no caso de secção e posterior soldagem há uma diminuição de franjas quando comparado ao monobloco, o qual evidenciou maior quantidade de franjas fotoelásticas em todos os pontos. Almeida *et al.*, 2010 relata que a infraestrutura metálica pode sofrer alterações durante a cocção da porcelana, tendo sua adaptação marginal comprometida. É nessa tentativa de neutralizar as distorções e favorecer o ajuste passivo, que alguns procedimentos e técnicas são realizados, como é o caso da secção e soldagem. As pesquisas utilizando diferentes técnicas de soldagem objetivam a obtenção de resultados de qualidade e também, de custo e de benefício ao profissional e paciente (Matsumoto, 2013).

A utilização de novas técnicas também deve estar condicionada às vantagens e desvantagens das mesmas. Apesar do alto custo do equipamento de soldagem a laser, este apresenta características favoráveis como redução de calor na área trabalhada, eliminação do uso de solda e inclusão em revestimento, também permite que o trabalho seja realizado diretamente sobre o modelo de gesso e até diretamente na cavidade bucal, resultando em uma menor alteração dimensional da peça e redução no tempo de trabalho em relação às estruturas fundidas em monobloco (Wang, Welsch, 1995; Schneider *et al.*, 2009; Matsumoto, 2013). Como a energia do laser pode ser concentrada em pequena área, os efeitos de aquecimento e oxidação provocados pela soldagem são minimizados e localizados na região próxima à área soldada (Roggensack *et al.*, 1993). Os fatores que afetam a resistência mecânica e a qualidade de junções soldadas a laser são os tipos de metais soldados, o comprimento de onda do raio, energia e pico de força do pulso, energia de saída, frequência e duração do pulso e diâmetro focal do raio. Na maioria das máquinas de solda a laser utilizadas na Odontologia pode-se controlar a energia de saída (corrente ou voltagem), o diâmetro focal do raio e a duração do pulso e a combinação destas variáveis também altera a profundidade de penetração do pulso de laser na área de metal a ser soldada. A profundidade de penetração é diferente entre os metais básicos usados na Odontologia devido as diferentes taxas de absorção dos raios laser, condutibilidade térmica e ponto de fusão e quanto menor a condutibilidade térmica do metal, maior é a penetração do laser. Nas ligas odontológicas, os metais base (Co, Cr, Ni, Mo, e Ti)

apresentam maior taxa de absorção dos raios laser e menor condutibilidade térmica sendo, portanto, mais vantajoso para a soldagem a laser que os metais nobres (Au, Ag, Pt e Pd) (Togaya e Shinosaki, 1999; Tiozzi, 2006).

As soldas realizadas no presente estudo não utilizaram interposição de material de preenchimento, assim o metal da região de contato dos elementos da infraestrutura foi fundido durante o processo de soldagem aumentando a resistência da solda. Esse processo foi viabilizado pelo seccionamento do encerramento em cortadeira de precisão (0,5mm de espessura) que resultou em um espaço estreito entre os elementos. Mesmo sendo de baixa intensidade, a solda TIG pode gerar uma pequena contração na união principalmente quando há certa distância entre ambos os fragmentos sem interposição de nenhum material de preenchimento (Barbi *et al.*, 2012). Sendo assim, pode-se inferir que a contração da solda tenha sido o fator preponderante para a alteração do assentamento passivo. O custo do equipamento de solda a TIG é inferior ao da solda a laser (Atoui, 2008) o que é vantajoso por reduzir o custo final do trabalho protético (Matsumoto, 2013). Além disso, é uma técnica que não requer habilidade e treinamento especial do profissional para sua execução. Como a soldagem por TIG, tem sido associada a boa resistência à flexão e, inclusive, com valores superiores à soldagem a laser para diferentes ligas metálicas (Rocha *et al.*, 2006; Hart *et al.*, 2006), acreditamos que seja devido a essa resistência à flexão que a transmissão de carga pontualmente aplicada sobre o *cantilever* foi transferida em maior concentração à região do implante mais próximo ao *cantilever*. Já a solda a laser promoveu uma melhor distribuição das tensões entre os dois implantes.

O limite fisiológico do osso em suportar tais tensões ainda não foi bem definido e pode variar de cada indivíduo, porém quando há sobrecarga e este limite fisiológico é rompido, microfraturas são formadas na interface osso-implante (Rangert; Sullivant, 1993; Roberts, 1993). Tais microfraturas podem levar a perda de densidade, e quando acumuladas na crista óssea podem levar a reabsorção da crista, que causa defeitos estéticos e funcionais (Duyck *et al.*, 2001). Como na maioria das próteses implantossuportadas a carga oclusal não é aplicada somente no seu longo-eixo, há formação de uma força resultante, em braço de alavanca (Smedberg *et al.*, 1996; Richter, 1998), que potencializa as forças funcionais, o que pode aumentar a ocorrência de sobrecarga óssea. Sahin *et al.* (2001) concluíram em sua revisão da literatura, que a preservação de reabilitações implantossuportadas parece ser melhor quando se evitam acúmulo de forças excessivas, mas é certo que as tensões transmitidas aos implantes afetam a remodelação óssea ao seu redor. Assim, devemos observar a transmissão de forças das bases das estruturas de acordo com o material, pois,

Coelho *et al.* (2016) avaliaram bases de próteses sobre implantes associadas a *cantilever* usando o método de elementos finitos e verificaram menores valores de tensão quando a estrutura é metálica.

Na análise fotoelástica em que houve carregamento oclusal, nos pontos próximos a crista marginal (P4 e P6), a zircônia teve um aumento significativo de concentração de forças. Esta concentração de tensão pode deixar a crista óssea instável (principalmente entre os implantes, já que o P2 não apresentou esse aumento) e comprometer a longevidade dos implantes osseointegráveis, conforme relato de Chou *et al.*, (2004). Embora muitos artigos de pesquisa *in vitro* tenham sido publicados sobre o uso de zircônia, a avaliação clínica em longo prazo é um fator crucial para entender o comportamento e confiabilidade. O conhecimento sobre as possíveis complicações clínicas aumenta a habilidade do clínico de realizar um diagnóstico completo e desenvolver o plano de tratamento mais adequado (Özkurt e Kazazoglu, 2009; Ozcan *et al.*, 2013; Campos *et al.*, 2016).

A zircônia tem sido cada vez mais utilizada como coroas, pilares e implantes por apresentar boa estabilidade química e dimensional, resistência mecânica, dureza e módulo de Young da mesma magnitude que o do aço inoxidável (Piconi e Maccauro, 1999; Elias e Santos, 2010). Porém, esse material tem sido submetido a apenas alguns anos de pesquisa científica básica e observação clínica e laboratorial. Até a data, os resultados da investigação são promissores. A duração de grande parte dos estudos varia de 1 a 5 anos. Embora a avaliação clínica em longo prazo seja um requisito crítico para concluir que a zircônia tem boa confiabilidade para uso odontológico, estudos biológicos, mecânicos e clínicos publicados até o momento parecem indicar que a zircônia pode ser bem tolerada, especialmente para PPFs (Özkurt e Kazazoglu, 2009; Campos *et al.*, 2016).

Em uma revisão sistemática realizada por Takeichi *et al.* (2013), foram avaliadas 300 coroas de zircônia (82 coroas na região anterior da arcada e 218 na região posterior da mandíbula,). Os autores relataram que a porcentagem anual média de falha estimada para coroas de zircônia sobre dentes, foi de 0% nos dentes anteriores e 1,5% nos dentes posteriores. Não foi observada diferença estatisticamente significativa nas taxas de sobrevida entre coroas metalo-cerâmicas e a base de zircônia, sugerindo que a zircônia pode ser usada de forma efetiva, não só em regiões anteriores, como também em posteriores (Dogan *et al.*, 2016).

No carregamento de carga pontual sobre o *cantilever* houve um aumento considerável de concentração de tensões no implante distal nos modelos com estruturas de Co-Cr soldadas a TIG. Também, no ensaio de carga pontual posterior na região mais distal da prótese foram

notadas as maiores abrangências de tensões neste estudo. Diversos autores afirmam que cargas nesta extensão além do último implante geram tensões excessivas, maiores do que as visualizadas quando a carga foi aplicada em outras regiões da prótese (White *et al.* 1994., Jacques *et al.*, 2009, Pinto *et al.*, 2011).

As próteses com infraestruturas em Co-Cr, adquiridas por ambos os métodos, apresentou a pior distribuição e maior intensidade de tensões. Jacques *et al.* (2009) avaliaram a distribuição de forças pelo uso de extensometria, chegando a conclusão de que a liga de Co-Cr resultou em níveis maiores de deformação, assim como neste estudo. Suedam *et al.* (2015) relataram que a liga Co-Cr apresenta maiores valores de compressão em comparação com a liga Pd-Ag para as mesmas distâncias de *cantilever*. Tais resultados podem estar associados ao fato de que o CoCr é um metal muito rígido, com densidade 7,5 g/cm³ e módulo de elasticidade entre 145-220 GPa, comparados com densidade 4,5 g/cm³ e modulo de elasticidade 103 GPa para titânio e 2,4 GPa para resina (Anusavice, 2005).

Os materiais se comportaram de forma diferente, neste estudo em relação a distribuição de tensões, nos diversos tipos de carga realizadas, assim como foi verificado no estudo de Torres *et al.* (2011), no qual foi feito uma análise fotoelástica quantitativamente, o que possibilitou a realização de análise estatística em que também foi constatado que os materiais distribuem tensões de forma diferente.

Apesar das limitações técnicas, o padrão de distribuição das tensões no osso alveolar tende a ser semelhante a resina fotoelástica e os resultados deste estudo podem dar subsídios às pesquisas futuras, sejam elas *in vitro* ou *in vivo* e promover um embasamento científico mais acurado acerca das causas de sucessos e insucessos dos materiais das infraestruturas para PPFs implantossuportadas. Todavia, estudos clínicos randomizados em longo prazo, são necessários para identificar o sucesso clínico da reabilitação de áreas edêntulas posteriores com *cantilever*.

6. Conclusões

Baseado nos resultados obtidos no presente estudo e literatura revista pode-se concluir que:

- No parafusamento das próteses (sem qualquer carregamento sobre a oclusal das próteses), a infraestrutura em monobloco apresentou maior concentração de tensões, enquanto que aquelas obtidas por meio do CAD/CAM estiveram associadas à menor concentração de tensões, sugerindo o pior e melhor assentamento, respectivamente.
- No carregamento oclusal, a maior concentração de tensões foi observada nas próteses com infraestrutura em zircônia e Co-Cr (monobloco), o que pode ser justificado pela alta resistência e dureza da Zr e possível desajuste em infraestruturas obtidas em monobloco, gerando,consequentemente, maior transmissão de tensões.
No carregamento pontual a prótese com solda TIG teve um aumento significativo de concentração de tensões, que pode ser explicado pela alta resistência a flexão dessa solda.
- As próteses com infraestruturas em Co-Cr obtidas por meio do método CAD/CAM apresentaram maior distribuição de tensões. Em relação àquelas obtidas por fundição convencional, soldagem a laser apresentou o melhor resultado, seguido pela soldagem TIG e monobloco.

Referências

Abduo J, Lyons K, Bennani V, Waddell N, Swain M. Fit of screw-retained fixed implant frameworks fabricated by different methods: a systematic review. *Int J Prosthodont* 2011; 24(3):207-20.

Aboushelib MN, Elmahy WA, Ghazy MH. Internal adaptation, marginal accuracy and microleakage of a pressable versus a machinable ceramic laminate veneers. *J Dent*. 2012 Aug;40(8):670-7.

Abuhussein H, Pagni G, Rebaudi A, Wang HL. The effect of thread pattern upon implant osseointegration. *Clin Oral Implants Res*. 2010;21(2):129-36.

Akça K, Fanuscu MI, Caputo AA. Effect of compromised cortical bone on implant load distribution. *J Prosthodont*. 2008;17:616-20.

Akça K, Iplikçioğlu H. Finite element stress analysis of the effect of short implant usage in place of cantilever extensions in mandibular posterior edentulism. *J Oral Rehabil*. 2002; 29(4): 350-6.

Al-Fadda SA, Zarb GA, Finer Y. A comparison of the accuracy of fit of 2 methods for fabricating implant-prosthodontic frameworks. *Int J Prosthodont*. 2007 ;20(2):125-31.

Almeida JGSP, Guedes CG, Fonseca RG, Abi-Rached FO. Influência do ciclo de sinterização da porcelana na adaptação marginal de infraestruturas de NiCrTi em função da biomecânica do preparo. *Rev Odontol Unesp*. 2010;39(4):219-25.

Anitua E, Orive G, Short implants in maxillar and mandibles: a retrospective study with 1 to 8 years of follow-up. *J Periodontol*. 2010;81(6):819-26.

Anusavice, K J Phillips *Materiais Dentários*. 11ª Edição. Tradução sob a direção de Alessandro Dourado. Rio de Janeiro, Elsevier, 2005. 645p.

Atoui, JA. Resistência mecânica e desajuste marginal do titânio comercialmente puro submetido a dois métodos de soldagem: TIG e Laser. Tese Doutorado, Faculdade do Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, 2008.

Bahat O. Brånemark system implants in the posterior maxilla: clinical study of 660 implants followed for 5 to 12 years. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000;15(5):646-53.

Barbi FC, Camarini ET, Silva RS, Endo EH, Pereira JR. Comparative analysis of different joining techniques to improve the passive fit of cobalt-chromium superstructures. *J ProsthetDent*. 2012;108:377-85.

Barbosa GA, das Neves FD, de Mattos Mda G, Rodrigues RC, Ribeiro RF. Implant/abutment vertical misfit of one-piece cast frameworks made with different materials. *Braz Dent J*. 2010; 21(6):515-9.

Bernardes SR. Análise de tensões em implantes tipo hexágono externo, hexágono interno, cônico interno e peça única utilizando a fotoelasticidade. [dissertação]. Uberlândia: Universidade Federal de Uberlândia, Faculdade de Odontologia de Uberlândia; 2004.

Bernardes SR, de Araujo CA, Neto AJ, Simamoto Junior P, das Neves FD. Photoelastic analysis of stress patterns from different implant-abutment interfaces. 2009;24(5):781-9.

Bertrand C, Le Petitcorps Y, Albingre L, Dupuis V. The laser welding technique applied to the non-precious dental alloys procedure and results. *Brit Dent J*. 2001;190(5):255-7.

Bezerra FJ, Pessoa RS, Sousa RM, Vander Sloten J, Casati MZ, Jaecques SV. Biomechanical evaluation of platform switching: different mismatch sizes, connection types, and implant protocols. *J Periodontol*. 2014; 85(9):1161-71

Bodereau J, Bodereau E. Prótese fixa e implantes – prática clínica. 1ª ed. São Paulo: Santos; 1998. p.321-5.

Brunski JB. In vivo bone response to biomechanical loading at the bone dental-implant interface. *Adv. Dent Res*. jun 1999;13:99-119.

Camacho FMT, Sakakura CE, Mera MFM, Esteves JC; Ribeiro FS, Pontes AEF. Short-term clinical evaluation of morse taper and platform switching in implant-supported protocol-type prosthesis: pilot randomized controlled study. *Rev. odontol. UNESP*. 2012;41(4).

Campi L, Nagem H, Fares NH, Missaka R, Fiuza CT, de Azevedo MT. Passivity in implant-supported prosthesis. *Innov. Implant. J., Biomater. Esthet*. 2010;5(3):53-9.

Campos F, Souza RO, Bottino MA, Özcan M. Fracture Strength, Failure Types, and Weibull Characteristics of Three-Unit Zirconia Fixed Dental Prostheses After Cyclic Loading: Effects of Veneering and Air-Abrasion Protocols. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2016;36(6):901-908.

Celik G, Uludag B. Photoelastic stress analysis of various retention mechanisms on 3-implant-retained mandibular overdentures. *J Prosthet Dent*. 2007; 97(4):229-35.

Chou CT, Morris HF, Ochi S, Walker L, DesRosiers D. AICRG, Part II: Crestal bone loss associated with the Ankylos implant: loading to 36 months. *J Oral Implantol*. 2004;30(3):134-43.

Chun H, Shin HS, Han CH, Lee SH. Influence of implant abutment type on stress distribution in bone under various loading conditions using finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2006;21(2):195-202.

Cidade CPV, Pimentel MJ, Amaral RC, Nóbilo MAA, Barbosa JRA. Photoelastic analysis of all-on-four concept using different implants angulations for maxila. *Braz. Oral Res*. 2014; 28:1-7.

Coelho Goiato M, Pesqueira AA, Santos DM, Haddad MF, Moreno A. Photoelastic stress analysis in prosthetic implants of different diameters: mini, narrow, standard or wide. *J Clin Diagn Res*. 2014;8(9):86-90.

Coelho LFB, Broilo JR, Sartori EA, Mariano LOH, Geremia T, Barcellos L, *et al*. Stress Distribution Study Using the Finite Element Method in Three Different Implant-Supported Fixed Complete-Arch Mandibular Prostheses. *Int J Prosthodont*. 2016;29(3),299–302.

Correia ARM, Sampaio Fernandes JCA, Cardoso JAP, Leal da Silva CLC. CAD-CAM: informatics applied to fixed prosthodontics. *Rev Odontol UNESP*. 2006;35(2):183-9.

Dally JW, Riley WF. *Experimental Stress Analysis*. 3ª ed. USA. Mc Graw Book Co. 1991. 639p.

das Neves FD, Fones D, Bernardes SR, do Prado CJ, Neto AJ. Short implants--an analysis of longitudinal studies. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2006;21(1):86-93.

das Neves FD, Verissimo AG, da Silva Neto JP, do Prado CJ, de Araújo CA. Photoelastic Stress Analysis of Different Wide Implant/ Abutment Interfaces Under Oblique Loading. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2013;28(1):39-44.

de Castro GC, de Araújo CA, Mesquita MF, Consani RL, Nóbilo MA. Stress distribution in Co-Cr implant frameworks after laser or TIG welding. *Braz Dent J*. 2013;24(2):147-51.

de França DGB, Morais MHST, Das Neves FD, Barbosa GAS. Influence of CAD/CAM on the fit accuracy of implant-supported zirconia and cobalt-chromium fixed dental prostheses. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2015;113(1):22–8.

De Vasconcellos DK, Özcan M, Maziero Volpato CÂ, Bottino MA, Yener ES. Strain gauge analysis of the effect of porcelain firing simulation on the prosthetic misfit of implant-supported frameworks. *Implant Dent*. 2012;21(3):225-9.

de Torres EM, Barbosa GA, Bernardes SR, de Mattos M da G, Ribeiro RF. Correlation between vertical misfits and stresses transmitted to implants from metal frameworks. *J Biomech*. 2011;44(9):1735-9.

Dogan, S, Raigrodski, AJ, Zhang, H, Mancl, LA. Prospective cohort clinical study assessing the 5-year survival and success of anterior maxillary zirconia-based crowns with customized zirconia copings. *J Prosthet Dent*. 2016;1–7.

Dohan Ehrenfest DM, Coelho PG, Kang BS, Sul YT, Albrektsson T. Classification of osseointegrated implant surfaces: Materials, chemistry and topography. *Trends Biotechnol*. 2010;28(4):198–206.

Duret F, Blouin JL, Duret B. CAD-CAM in dentistry. *J Am Dent Assoc*. 1988;117:715-20.

Duyck, J. et al. The influence of static and dynamic loading on margin bone reactions around osseointegrated implants: an animal experimental study. **Clin. Oral Impl. Res.**, Berne. 2001; 12(3): 207-218.

Elias CN, SANTOS C. Próteses cerâmicas produzidas por usinagem CAD/CAM. *Rev. Implantinews*. 2010;7(2).

Eraslan O, Sevimay M, Usumez A, Eskitascioglu G. Effects of cantilever design and material on stress distribution in fixed partial dentures - A finite element analysis. *J Oral Rehabil*. 2005;32(4):273–8.

Frost, HM. Skeletal structural adaptations to mechanical usage (satmu): redefining Wolff's law: the bone modeling problem. *Anat Rec*. 1990;226(4):403-13.

Goiato MC, Tonella BP, Ribeiro Pdo P, Ferração R, Pellizzer EP. Methods used for assessing stresses in buccomaxillary prostheses photoelasticity, finite element and extensometry. *J Craniofac Surg*. 2009;20(2):561-4.

Grant BT, Pancko FX, Kraut RA. Outcomes of placing short dental implants in the posterior mandible: a retrospective study of 124 cases. *J Oral Maxillofac Surg*. 2009;67(4):713-7.

Guazzato M, Albakry M, Quach L, Swain MV. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of a glass-infiltrated alumina/zirconia-reinforced dental ceramic. *Dent Mater*. 2005; 21(5):454-63.

Guichet DL, Caputo AA, Choi H, Sorensen JA. Passivity of fit and marginal opening in screw- or cement-retained implant fixed partial denture designs. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000; 15(2):239-246.

Hansson S, Werke M. The implant thread as a retention element in cortical bone: The effect of thread size and thread profile: a finite element study. *J Biomech*. 2003;36(9):1247-58.

Haraldson T. A photoelastic study of some biomechanical factors affecting the anchorage of osseointegrated implants in the jaw. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl*. 1980;14(3):209-14.

Hart CN, Wilson PR. Evaluation of welded titanium joints used with cantilevered implant supported prostheses. *J Prosthet Dent*. 2006;96(1):25-32.

Heitz-Mayfield LJ, Schmid B, Weigel C, Gerber S, Bosshardt DD, Jönsson J, et al. Does excessive occlusal load affect osseointegration? An experimental study in the dog. *Clin Oral Implants Res*. 2004;15(3):259-68.

Hellden LB, Derand T. Description and evaluation of a simplified method to achieve passive fit between cast titanium frameworks and implants. *Int. J. Oral. Maxillofac. Implants, Lombard*. 1998; 13(2):190-196.

Hohmann A, Wolfram U, Geiger M, Boryor A, Sander C, Faltin R, et al. Periodontal ligament hydrostatic pressure with áreas of root resorption after application of a continuous torque moment. *Angle Orthod*. 2007;77(4):653-9.

Hulsterström M, Nilsson U. Cobalt-chromium as a framework material in implant-supported fixed prostheses: a preliminary report. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1991;6(4):475-80.

Jacques LB, Moura MS, Suedam V, Souza EA, Rubo JH. Effect of cantilever length and framework alloy on the stress distribution of mandibular-cantilevered implant-supported prostheses. *Clin Oral Implants Res*. 2009;20(7):737-41.

Jemt T. In vivo measurements of precision of fit involving implant-supported prostheses in the edentulous jaw. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1996;11(2):151-8.

Junker R, Dimakis A, Thoneick M, Jansen J. A. Effects of implant surface coatings and composition on bone integration: A systematic review. *Clin Oral Implants Res*. 2009;20 Suppl 4:185-206.

Keith SE, Miller BH, Woody RD, Higginbottom FL. Marginal discrepancy of screw-retained and cemented metal-ceramic crowns on implants abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1999 May-Jun;14(3):369-78.

Kim SG, Park JU, Jeong JH, Bae C, Bae TS, Chee W. In vitro evaluation of reverse torque value of abutment screw and marginal opening in a screw- and cement-retained implant fixed partial denture design. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009;24(6):1061-7.

Kohorst P, Junghanns J, Dittmer MP, Borchers L, Stiesch M. Different CAD/CAM-processing routes for zirconia restorations: influence on fitting accuracy. *Clin Oral Investig*. 2011;15(4):527-36.

Koo KT, Wikesjö UM, Park JY, Kim TI, Seol YJ, Ku Y, Rhyu IC, Chung CP, Lee YM. Evaluation of single-tooth implants in the second molar region: a 5-year life-table analysis of a retrospective study. *J Periodontol*. 2010;81(9):1242-9.

Liu PR. A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compendium*. 2005; 26:507-16.

Longoni S, Sartori M, Maroni I, Baldoni M. Intraoral luting: modified prosthetic design to achieve passivity, precision of fit, and esthetics for a cement-retained, implant-supported metal-resin-fixed complete denture. *J Prosthodont*. 2010;19(2):166-70

Maia LG, de Moraes Maia ML, da Costa Monini A, Vianna AP, Gandini LG Jr. Photoelastic analysis of forces generated by T-loop springs made with stainless steel or titanium-molybdenum alloy. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2011;140(3):e123-8.

Markarian RA, Ueda C, Sendyk CL, Laganá DC, Souza RM. Stress distribution after installation of fixed frameworks with marginal gaps over angled and parallel implants: a photoelastic analysis. *J Prosthodont*. 2007;16(2):117-22.

Matsumoto, W. Avaliação da adaptação marginal de estruturas metálicas soldadas pelos métodos maçarico, laser e TIG [livre docência]. Ribeirão Preto: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto; 2011.

Menani LR, Tiossi R, Torres EM, Ribeiro RF, Almeida RP. Photoelastic Stress Analysis of Different Designs of Cement-retained fixed partial dentures on Morse Tapes Oral Implants. *J. Craniofac Surg* 2011;22(2):674-78.

Misch CE, Bidez MW, Sharawy M. A bioengineered implant for a predetermined bone cellular response to loading forces. A literature review and case reports. *J Periodontol*. 2001; 72(9):1276-86.

Misch CE. Implantes dentais contemporâneos. 3a. Ed., Mosby-Elsevier, 2008. 1102.
Misch CE, Suzuki JB, Misch-Dietsh FM, Bidez MW. A positive correlation between occlusal trauma and peri-implant bone loss: Literature support. *Implant Dent*. 2005;14(2):108-16.

Misch CE, Steigenga J, Barboza E, Misch-Dietsh F, Cianciola LJ, Kazor C. Short dental implants in posterior partial edentulism: A multicenter retrospective 6-year case series study. *J Periodontol*. 2006; 77(8): 1340-47.

Misch CE Implantes Dentais Contemporâneos. 3ª edição. Tradução sob a direção de Izabella de Jesus Pesolini. Elsevier, 2011.184p.

Monteiro DR, Goiato MC, Gennari Filho H, Pesqueira AA. Passivity in implant-supported prosthesis. *J Craniofac Surg*. 2010;21(6):2026-29.

Mormann WH. The origin of the Cerec method: a personal review of the first 5 years. *Int J Comput Dent*. 2004;7(1):11-24

Nabadalung DP, Nicholls JJ. Laser welding of a cobalt-chromium removable partial denture alloy. *J Prosthet Dent*. 1998;79(3):285-90.

Nissan J, Narobai D, Gross O, Ghelfan O, Chaushu G. Long-term outcome of cemented versus screw-retained implant-supported partial restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2011;26:1102-1107.

Noman M. The use of photoelasticity in a study of cavity preparations. *J Dent Child*. 1949; 16(4): 290-8.

Oliveira DF. Análise do desajuste vertical e do afrouxamento de parafusos de próteses sobre implante confeccionadas pelas técnicas do cilindro cimentado ou soldado a laser [dissertação]. Ribeirão Preto: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto; 2013.

Oshida Y, Tuna EB, Aktören O, Gençay K. Dental Implant Systems. *Int J Mol Sci.* 2010; 11(4):1580-1678.

Ozcan M. The use of chairside silica coating for different dental applications: A clinical report. *J Prosthet Dent* 2002;87:469–472

Özkurt Z, Kazazçöglu, E. Clinical success of zirconia in dental applications. *J Prosthodont,* 2010; 19(1):64–68.

Pelizzer EP, Tonella BP, Ferrão R, Falcón-Antenucci RM, Carvalho PS, Goiato MC. Photoelastic analysis of cemented or screwed implant-supported prostheses with different prosthetic connections. *J Oral Implantol.* 2010;37(4):401-10.

Pelizzer EP, De Mello CC, Santiago Junior JF, De Souza Batista VE, De Faria Almeida D A, Verri FR. Analysis of the biomechanical behavior of short implants: The photo-elasticity method. *Materials Science and Engineering C*, 2015;55,187–192.

Perdijk FB, Meijer GJ, Bronkhorst EM, Koole R. Implants in the severely resorbed mandibles: whether or not to augment? What is the clinician's preference? *Oral Maxillofac Surg.* 2011;15(4):225-31.

Pereira GPM, Smith Neto P, Almeida DL, Avaliação de Franjas Fotoelásticas Simuladas no Matlab e Software de elementos finitos. In: Congresso Ibero Americano de Engenharia Mecânica, 8, 2007, Cusco, Anais. Federação Iberoamericana de Engenharia Mecânica, 2007, 8p.

Pereira IP, Consani RLX, Mesquita MF, Nóbilo MAA. Photoelastic analysis of stresses transmitted by complete dentures lined with hard or soft liners. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl.* 2015;55,181–6.

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

Pierrisnard L, Renouard F, Renault P, Barquins M. Influence of implant length and bicortical anchorage on implant stress distribution. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2003;5(4):254-62.

Pinto HO. Análise da distribuição das tensões em implantes suporte de prótese total fixa em função do número e inclinação dos implantes, tipo de liga, presença ou ausência de *cantilever* e forma da secção transversal da infraestrutura. Ribeirão Preto, 2011. 232 p. Tese (Doutorado em Reabilitação Oral) – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2011.

Prendergast PJ, Huiskes R. Microdamage and osteocyte-lacuna strain in bone: amicrostructural finite element analysis. J Biomech Eng. 1996;118(2):240-6.

Presotto AGC, Bhering CLB, Mesquita MF, Barão VAR. Marginal fit and photoelastic stress analysis of CAD-CAM and overcast 3-unit implant-supported frameworks. J Prosthet Dent. 2016. [Epub ahead of print]

Rabitz GK, Berson R, Caputo AA, Franklin RJ, Del Fierro DB. Load-induced stress in photoelastic primary canines with facial restorations. J Dent Child. 2006;73(3): 170-4.

Rangert B, Sullivant R. Biomechanical principles. Preventing overload induced by bending. Nobelpharma News 1993;7:4-5.

Richter EJ. In vivo horizontal bending moments on implants. Int J Oral Maxillofac Implants. 1998;13(2):232-44.

Riedy SJ, Bang BR, Lang BE. Fit of implants frameworks fabricated with diferente techniques. J Prosthet Dent. 1997 Dec;78(6):596-604.

Rocha R, Pinheiro AL, Villaverde AB. Flexural strength of pure Ti, Ni-Cr and Co-Cr alloys submitted to Nd:YAG laser or TIG welding. Braz Dent J. 2006;17(1):20-3.

Roggensack M, Walter MH, Böning KW. Studies on laser- and plasma-welded titanium. Dent Mater. 1993;9(2):104-7.

Romanos GE, Gupta B, Eckert SE. Distal cantilevers and implant dentistry. Int J Oral Maxillofac Implants. 2012;27(5):1131-6.

Sahin S, Çehreli MC. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. Implant Dent. 2001;10(2):85-92.

Sartori IA, Ribeiro RF, Francischone CE, de Mattos Mda G. In vitro comparative analysis of the fit of gold alloy or commercially pure titanium implant-supported prostheses before and after electroerosion. *J Prosthet Dent*. 2004;92(2):132-8.

Silva, EF. Influência do tipo de conector na união dente e implantes de hexágono interno e externo: estudo pelo método da fotoelasticidade. [dissertação]. Araçatuba: Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho". Faculdade de Odontologia de Araçatuba; 2006.

Simamoto Júnior PC, da Silva-Neto JP, Novais VR, Nóbilo MA, das Neves FD, Araujo CA. Photoelastic stress analysis of mandibular fixed prostheses supported by 3 dental implants. *Implant Dent*. 2014;23(6):704–9.

Soares CJ, Martins LR, Fonseca RB, Correr-Sobrinho L, Fernandes Neto AJ. Influence of cavity preparation design on fracture resistance of posterior Leucite-reinforced ceramic restorations. *J Prosthet Dent*. 2006; 95(6):421-29.

Souza PCRD, Dinato JC, Bottino, MA, Guastaldi, AC. Brazing and laser welding of a Ni-Cr alloys. *Pós-Grad Rev Fac Odontol*. 2000;(3):7-16.

Srinivasan M, Padmanabhan TV. Intrusion in implant-tooth-supported fixed prosthesis: an in vitro photoelastic stress analysis. *Indian J Dent Res*. 2008;19(1):6-11.

Suedam V, Tobias R, Neto M, Antonio E, Sousa C, Rubo JH. On the stress distribution in peri-implant area. *J. Appl. Oral Sci*. 2015;24(2):114-20

Sundh A, Sjögren G. Fracture resistance of all-ceramic zirconia bridges with differing phase stabilizers and quality of sintering. *Dent Mater*. 2006;22:778–84.

Tahmaseb A, van de Weijden JJ, Mercelis P, De Clerck R, Wismeijer D. Parameters of passive fit using a new technique to mill implant-supported superstructures: an in vitro study of a novel three-dimensional force measurement-misfit method. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010;25(2):247-57.

Takeichi T, Katsoulis J, Blatz MB Clinical outcome of single porcelain-fused-to-zirconium dioxide crowns: a systematic review. *J Prosthet Dent*. 2013;455–61

Takeichi T, Katsoulis J, Blatz MB. Clinical outcome of single porcelain-fused- to-zirconium dioxide crowns: a systematic review. *J Prosthet Dent* 2013;110: 455-61.

Tan KB. The clinical significance of distortion in implant prosthodontics: is there such a thing as passive fit? *Ann Acad Med Singapore*. 1995;24(1):138-57.

Taylor TD, Agar JR, Vogiatzi T: Implant prosthodontics: current perspective and future directions. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:66-75

Telles D, Hollweg H, Castellucci L. *Prótese Total – Convencional e sobre Implantes*. 2ª ed. São Paulo: Santos; 2004.

Tiossi R, de Torres EM, Rodrigues RC, Conrad HJ, de Mattos M da G, Fok AS, Ribeiro RF. Comparison of the correlation of photoelasticity and digital imaging to characterize the load transfer of implant-supported restorations. *J Prosthet Dent*. 2014;112(2):276-84.

Tiossi T, Rodrigues RCS, Mattos MGC, Ribeiro RF. Comparative analysis of the fit of 3-unit implant-supported frameworks cast in nickel-chromium and cobalto chromium alloys and commercially pure titanium after casting, laser welding, and simulated porcelain firings. *Int J Prosthodont*. 2008;21(2):121–3.

Tiossi R. Avaliação da precisão da adaptação de próteses sobre implantes, fundidas em monobloco, com ligas de Ni-Cr e Co-Cr e em Ti cp, antes e após a soldagem a laser e após a simulação da aplicação de cerâmica [dissertação]. Ribeirão Preto: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto; 2006.

Togaya T, Shinosaki, T. Introduction to laser welding in dentistry. *Quint. Dent. Tech.*, 1999; 24(6):42-51.

Wang RR, Welsch GE. Joining titanium materials with tungsten inert gas welding, laser welding, and infrared brazing. *J Prosthet Dent*.1995;74(5):521-30.

Waskewiks GA, Ostrowski JS, Parks VJ. Photoelastic analysis of stress distribution transmitted from a fixed prothesis attached of osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1994; 9(4):405-411

White SN, Yu Z. A film thickness of new adhesive luting agents. *J Prosthet Dent*. 1992;67(6):782-5.

Witkowski S. (CAD-)/CAM in dental technology. *Quintessence Dent Technol*. 2005; 28:169-84.

Wolff J. *The Laws of Bone Remodeling*. Berlin: Springer. 1892

Yannikakis S, Prombonas A. Improving the fit of implant prosthetics: an in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2013;28(1):126-34.

Young JM, Altschuler BR. Laser holography in dentistry. *J Prosthet Dent*. 1977;38(2):216-25.

Zak B. Photoelastische analyse in der orthodontischen mechanik. *Z Stomatol* 1935;33:22-37.

Zeynep Özkurt, DDS, PhD & Ender Kazazoğlu, DDS, PhD : Clinical Success of Zirconia in Dental Applications. *J Prosthodont* 2009;19: 64–68.