UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO

RANIEL FERNANDES PEIXOTO

AVALIAÇÃO BIOMECÂNICA DE PRÓTESE PARCIAL FIXA COM *CANTILEVER*
SOBRE IMPLANTES EM REGIÃO POSTERIOR DA MANDÍBULA: ESTUDO
COMPARATIVO *IN VITRO*

Ribeirão Preto

2017

RANIEL FERNANDES PEIXOTO

**AVALIAÇÃO BIOMECÂNICA DE PRÓTESE PARCIAL FIXA COM *CANTILEVER*
SOBRE IMPLANTES EM REGIÃO POSTERIOR DA MANDÍBULA: ESTUDO
COMPARATIVO *IN VITRO***

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

Área de concentração: Reabilitação Oral

Orientadora: Maria da Gloria Chiarello de Mattos

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

Peixoto, Raniel Fernandes

Avaliação biomecânica de prótese parcial fixa com *cantilever* sobre implantes em região posterior da mandíbula: estudo comparativo *in vitro*. Ribeirão Preto, 2017.

171p. : il.; 30 cm

Tese de Doutorado 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. Desajuste vertical. 4. Perda de torque. 5. Fotoelasticidade.

FOLHA DE APROVAÇÃO

Raniel Fernandes Peixoto

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de
Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, para
obtenção do título de Doutor 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

Passados 3 anos deste ciclo acadêmico, o sentimento que prevalece é o de vitória. Enquanto fizermos parte do espetáculo da vida, estaremos sempre no meio de uma caminhada e novos sonhos sempre surgirão. A vida sem sonhos é um céu sem estrelas, um rio sem água...

Assim, dedico este trabalho:

*À **DEUS**, ao qual ofereço toda honra e toda glória. Por permitir que em toda minha vida eu estivesse na hora, no lugar e no momento certo e ao lado de pessoas especiais para poder abraçar a vida e todas as suas oportunidades.*

*Aos meus pais, **Rafael e Neuza**, que sempre me impulsionaram ao alcance de todos os meus sonhos através do vosso amor, apoio, orgulho, ensinamentos e compreensão. Com vocês, compartilho as vitórias, as derrotas, aprendemos a viver a vida e enfrentamos todas as dificuldades. Vocês são os detentores do amor mais sublime e incondicional e, muitas vezes, renunciaram os próprios sonhos, para que os meus fossem realizados. Mesmo distantes, em alguns momentos, estiveram sempre ao meu lado, cultivando valores, aconselhando sabiamente, estendendo a mão, abrindo caminhos, retirando pedras e obstáculos, tudo isso, para amenizar o peso dos meus ombros. A vocês minha eterna gratidão.*

*Aos meus queridos irmãos, **Nataniel e Daniel**, por sempre terem uma palavra de incentivo em momentos difíceis, mostrando que eu nunca estarei sozinho no caminhar da vida.*

A todos os meus amigos, que mesmo distantes, me aconselharam com estimado carinho e atenção, dando forças para continuar esta batalha.

Agradecimentos Especiais

*À **Profa. Dra. Maria da Gloria Chiarello de Mattos**, minha orientadora, amiga e, principalmente, por me apoiar sempre. Obrigado pelos ensinamentos, compreensão e confiança em minha pessoa.*

*À **Ana Paula Macedo**, responsável pelo Laboratório de Metrologia, minha “Co-orientadora” e a quem devo parte do conhecimento adquirido nestes três anos. Saiba que sua colaboração foi fundamental para o desenvolvimento desta pesquisa. Só tenho a agradecer pela sua paciência e disposição em ajudar.*

*À **Bruna Santos Honório Tonin**, uma grande “irmã” que adquiri nos últimos 2 anos. Pela imensa ajuda na execução desta pesquisa, compromisso, presteza e competência em tudo que faz. Obrigado pelo seu tempo despendido durante a realização do experimento.*

Agradecimientos

O bom da vida é descobrir que ao nosso lado sempre vai ter alguém para nos ajudar. E aqui, gostaria de, sinceramente, agradecer a todos que direta ou indiretamente contribuíram não só com o desenvolvimento deste trabalho, como, principalmente, com o meu amadurecimento pessoal e profissional. A todos meu imensurável obrigado!

*À **Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo (FORP-USP)**, pela formação que me proporcionou.*

*Ao **Prof. Dr. Ricardo Faria Ribeiro**, coordenador do Curso de Pós-graduação em Odontologia (Reabilitação Oral), pelo carinho e respeito que sempre teve comigo.*

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

*Ao **Conselho de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq)**, pela bolsa de estudos concedida à realização do curso de Doutorado.*

*À **Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP)**, pelo auxílio financeiro concedido, para a compra de materiais e equipamentos necessários à execução da pesquisa (Processo nº: 2014/11860-3).*

*À **Empresa NEODENT**, pelo auxílio financeiro concedido, para a compra materiais necessários à execução da pesquisa (Processo nº: 208/14).*

*À **Universidade de Pernambuco**, instituição a qual faço parte, no cargo de Professor Assistente.*

*À **Profa. Dra. Rossana Pereira de Almeida Antunes**, exemplo de serenidade. Pelo seu carinho, atenção, ternura e por tantos ensinamentos generosamente compartilhados. Agradeço por me confiar à redação de artigos científicos que foram indispensáveis na conquista dos meus objetivos profissionais.*

À Profa. Dra. Cláudia Helena Lovato da Silva e ao Prof. Dr. Wilson Matsumoto, por tantos ensinamentos generosamente compartilhados durante o período que foram meus orientadores de PAE e monitoria. Obrigado por contribuir enormemente com meu desenvolvimento pessoal e profissional.

Aos demais professores que contribuíram com minha formação, em especial a Alma Blasida Concepcion Elizaur Benitez Catirse, Andréa Candido dos Reis, Fernanda Panzeri de Carvalho Pires de Souza, Helena de Freitas Oliveira, Paranhos, Iara Augusta Orsi, Raphael Freitas de Souza, Regina Maura Fernandes, Renata Cristina Silveira Rodrigues Ferracioli, Ricardo Faria Ribeiro e Valéria Oliveira Pagnano de Souza.

Aos colegas de Doutorado ingressantes no mesmo período: Danilo Flamini Oliveira, Daniele Jardimino, Eduardo Andrés Borie Echevarría, Karen Pintado Palomino, Luciana Costa Crizóstomo Marcela Sales, Maurício Malheiros Badaró e Suleima do Vale.

A todos os outros mestrandos e doutorandos da Reabilitação Oral, que pude conhecer durante este curso, pelos memoráveis e divertidos momentos e por me permitirem fazer de vocês uma extensão da minha família. Aqui, gostaria de expressar todo o carinho à Carolina Noronha (minha irmã de coração), Milena Rocha, Talisson Saymo, Frank Lucarini, Renata Moraes, Flávia Coimbra, Danilo Zaparolli, Maria Paula, Lívia, Cristian Sbardelotto, Bruna Neves, Priscilla Raile, Patrícia Curilofo, Raony Moly, Maurício Provinciatti, entre outros.

À todos os funcionários da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto (FORP-USP), em especial a Adriana Cláudia Lapria Faria Queiroz, Regiane de Cássia Tirado Damasceno, Fernanda Talitta de Freitas, Denise Martins Fontes Gonçalves, Mary Possani Carmessano, Luis Sérgio Soares, Paulo Sérgio Ferreira, Marcelo Aparecido Vieira, Fernando Schiavetto, Odair Rosa Silva, José de Godoi Filho, Júlio César Souza da Matta que de uma maneira ou de outra foram tão importantes na minha formação.

Aos professores que contribuíram com meu crescimento pessoal e profissional durante a graduação, em especial à Márcia Cristina da Costa Miguel, Patrícia dos Santos Calderon,

Bruno César de Vasconcelos Gurgel, Gustavo Augusto Seabra Barbosa e Adriana da Fonte Porto Carreiro.

Aos meus grandes amigos Cícera Ferreira e Osmani Messias, que sempre vem me motivando, dando uma palavra de conforto e ajudando a contornar toda a saudade que sinto dos meus familiares que estão distantes.

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 no Laboratório de Bioengenharia da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo.

Resumo

PEIXOTO, R. F. **Avaliação biomecânica de prótese parcial fixa com *cantilever* sobre implantes em região posterior da mandíbula: estudo comparativo *in vitro***. 2017. 171p. Tese (Doutorado em Reabilitação Oral) – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2017.

Nos casos de perda óssea vertical severa, principalmente em áreas posteriores da mandíbula, uma alternativa às cirurgias de enxerto ósseo, pouco empregada e estudada, é a utilização de prótese parcial fixa (PPF) com *cantilever* distal. Pensando no material de infraestrutura que garanta resistência adequada para suportar as forças mastigatórias em longo prazo, aliado ao desenvolvimento da zircônia (Zr) e da tecnologia CAD/CAM, o objetivo deste estudo foi avaliar o desajuste vertical, perda de torque, resistência à fratura do *cantilever* e distribuição de tensões em PPFs parafusadas sobre implantes do tipo cone morse, confeccionadas em diferentes materiais de infraestrutura (Co-Cr [Fundição Convencional] e Co-Cr e Zr [CAD/CAM]) e posicionadas na área correspondente à região posterior da mandíbula. Foram confeccionadas 40 PPFs com *cantilever* distal e distribuídas em 5 grupos (n=8), de acordo com o material da infraestrutura: 1 – Co-Cr (Fundição convencional – soldagem a laser); 2 – Co-Cr (Fundição convencional – soldagem TIG); 3 – Co-Cr (Fundição convencional – monobloco); 4 – Co-Cr (CAD/CAM) e 5 – Zr (CAD/CAM). A análise do desajuste vertical foi realizada em 4 momentos distintos, com auxílio de estereomicroscopia (aumento de 50×) e usando o método de Sheffiled: T₀ – Infraestrutura no modelo mestre; T₁ – Infraestrutura no modelo de poliuretano, antes da aplicação do revestimento cerâmico; T₂ – PPF após aplicação do revestimento cerâmico e antes da ciclagem termomecânica e T₃ – PPF após da ciclagem termomecânica. A avaliação do afrouxamento de parafusos foi realizada antes (T₂) e após (T₃) a ciclagem termomecânica e foi obtida com o auxílio de um torquímetro digital com precisão de 0,1 N.cm. Para a realização da ciclagem termomecânica as PPFs foram posicionadas na máquina de ensaio e uma carga de 120 N foi aplicada sobre elas, buscando simular 14 meses de utilização (1.200.000 ciclos). A resistência máxima à fratura do *cantilever* foi determinada por meio do ensaio de flexão e, para isso, uma carga perpendicular ao longo eixo da peça protética foi aplicada, com uma velocidade de aproximação de 0,5 mm/min. Uma nova PPF para cada grupo foi confeccionada para ser utilizada na avaliação da distribuição de tensões quando elas foram submetidas a carregamento puntiforme no *cantilever* e oclusal distribuído (150 N), por meio de análise fotoelástica. Em geral, PPFs com infraestruturas em monobloco (G3) apresentaram maiores desajustes verticais, especialmente no elemento solto da segunda e terceira condição experimental e foram associados com maior concentração de tensões, tanto no carregamento puntiforme (360,07 kPa) quanto oclusal distribuído (302,46 kPa). Por outro lado, infraestruturas obtidas por meio do sistema CAD/CAM mostraram os menores desajustes verticais, se assemelhando estatisticamente (p>0,05), em vários momentos, com infraestruturas soldadas e melhores distribuições de tensões, atingindo valores inferiores a 280 kPa no carregamento puntiforme e a 200 kPa no oclusal distribuído. A moldagem de transferência (T₀ → T₁) e a ciclagem termomecânica (T₂ → T₃) pouco influenciaram no desajuste vertical dos grupos. Já o processo de aplicação do revestimento cerâmico (T₁ → T₂) e o seu efeito cumulativo com a ciclagem termomecânica (T₁ → T₃) foram responsáveis por alterações consideráveis no desajuste vertical dos grupos, sobretudo naqueles fundidos convencionalmente (G1, G2 e G3). A ciclagem termomecânica teve um efeito considerável no percentual de perda de torque intragrupo (p_{Molar}=0,039; p_{Pré-molar}=0,044), embora comparações entre os diferentes grupos não tenham demonstrado significância estatística (p_{Molar}=0,116; p_{Pré-molar}=0,334). PPFs com infraestrutura metálica (>410,83±72,26 N) apresentaram resistência à fratura consideravelmente maior (p<0,05) do que a zirconia (277,47±39,10 N) e os primeiros sinais de fratura do revestimento cerâmico foram observados em torno de 900 N. Dentro das limitações deste estudo, PPFs com

infraestruturas confeccionadas por meio do sistema CAD/CAM foram associadas com melhor adaptação cervical e distribuição de tensões, embora a secção das infraestruturas seguida de soldagem pode também ser uma alternativa viável, com base na proximidade dos valores de desajustes verticais e distribuição de tensão. Adicionalmente, PPFs com infraestruturas em zircônia podem ser usadas com certo grau de segurança, tendo em vista a boa adaptação marginal e distribuição de tensões, bem como altos valores de resistência à fratura constatados.

Palavras-chave: Implantes dentários. Prótese parcial fixa. Desajuste vertical. Perda de torque. Análise fotoelástica.

Abstract

PEIXOTO, R. F. **Biomechanical evaluation of implant-supported cantilever fixed partial denture in posterior region of the mandible: *in vitro* comparative study.** 2017. 171p. Tese (Doutorado em Reabilitação Oral) – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2017.

In cases of severe vertical bone loss, especially in posterior region of the mandible, an alternative to bone graft surgery, little used and studied, is the use of implant-supported cantilever fixed partial denture (FPD). Thinking about the framework material that ensures adequate strength to resist the masticatory loads in long term, together with the development of zirconia (Zr) and of CAD/CAM technology, the aim of this study is to evaluate the vertical misfit, torque loss and fracture resistance of cantilever and stress distribution in FPDs screw-retained on Morse taper implants, fabricated with different framework materials (Co-Cr [Conventional Casting] and Co-Cr and Zr [CAD/CAM]) and positioned on the posterior region of the mandible. Forty FPDs with distal cantilever were fabricated and distributed into 5 groups (n=8), according to framework material: 1 – Co-Cr (Conventional casting – laser welding); 2 – Co-Cr (Conventional casting – TIG welding); 3 – Co-Cr (Conventional casting – one-piece); 4 – Co-Cr (CAD/CAM) and 5 – Zr (CAD/CAM). Analysis of vertical misfit was performed in 4 different moments, using stereomicroscopy (50× magnification) and the Sheffield method: T₀ – Framework on master model; T₁ – Framework on polyurethane model, before the ceramic veneering application; T₂ – FPD after application of the ceramic veneering and before the thermomechanical cycling and T₃ – FPD after thermomechanical cycling. Evaluation of screw loosening was performed before (T₂) and after (T₃) thermomechanical cycling and was obtained by a digital torque wrench with an accuracy of 0.1 N.cm. To perform the thermomechanical cycling, FPDs were positioned in the testing machine, and a 120 N load was applied on them, seeking to simulate 14 months of use (1,200,000 cycles). Fracture maximum resistance of the cantilever was determined by the flexural test and, therefore, a perpendicular force on the cantilever was applied at a crosshead speed of 0.5 mm/min. A new FDP for each group was fabricated to be used in the evaluation of the stress distribution, when they were submitted to punctiform on the cantilever and occlusal distributed loads (150 N), by the photoelastic analysis. In general, FPDs with one-piece frameworks (G3) presented higher vertical misfits, especially in the element not tightened of the second and third experimental conditions, and were associated with higher stress concentration in both the punctiform (360.07 kPa) and occlusal distributed (302.46 kPa) loads. On the other hand, the frameworks obtained by the CAD/CAM system showed the smaller vertical misfits, being statistically similar ($p>0.05$) to welded frameworks at various times, and better stress distributions, reaching values less than 280 kPa in the punctiform load and 200 kPa in the occlusal distributed load. Transfer impression (T₀ → T₁) and thermomechanical cycling (T₂ → T₃) had little effect on vertical misfit of the groups. The application process of the ceramic veneering (T₁ → T₂) and its cumulative effect with thermomechanical cycling (T₁ → T₃) were responsible for considerable changes in vertical misfit of the group, especially in those conventionally cast (G1, G2 and G3). A thermomechanical cycling had considerable effect in the percentage of intragroup torque loss ($p_{\text{Molar}}=0.039$; $p_{\text{Pré-molar}}=0.044$), although comparisons between the different groups did not show statistical significance ($p_{\text{Molar}}=0.116$; $p_{\text{Pré-molar}}=0.334$). FPDs with metal frameworks ($>410.83\pm72.26$ N) showed considerably higher fracture resistance ($p<0.05$) than zirconia (277.47 ± 39.10 N) and the first signs of fracture of the ceramic veneering were observed around 900 N. Within the limitations of this study, FPDs with frameworks fabricated using the CAD/CAM system were associated with better cervical adaptation and stress distribution, although the section of the frameworks followed by welding may also be a viable alternative, based on the proximity of the values of vertical

misfits and stress distribution. Additionally, FPDs with zirconia frameworks can be used with some degree of security, considering the good marginal adaptation and stress distribution, as well as high values of fracture resistance verified.

Keywords: Dental implants. Fixed partial denture. Vertical misfit. Torque loss. Photoelastic analysis.

Sumário

SUMÁRIO

RESUMO

ABSTRACT

1 INTRODUÇÃO	33
1.1 Reabilitação oral com prótese implantossuportada	35
1.2 Métodos para obtenção de infraestruturas passivas	40
1.3 Afrouxamento de parafusos em próteses implantossuportadas	46
1.4 Métodos para avaliação de distribuição de tensões	48
2 PROPOSIÇÃO E HIPÓTESES	53
3 MATERIAL E MÉTODOS	59
3.1 Delineamento experimental	61
3.2 Obtenção do modelo mestre	62
3.3 Obtenção das infraestruturas	63
3.3.1 Infraestruturas de Co-Cr obtidas pelo processo de fundição convencional (G1, G2 e G3)	63
3.3.1.1 Soldagem a laser (G1)	70
3.3.1.2 Soldagem TIG (G2)	71
3.3.1 Infraestruturas de Zr e Co-Cr obtidas pelo Sistema CAD/CAM (G4 e G5)	72
3.4 Obtenção dos modelos finais	72
3.5 Obtenção dos enceramentos das PPFs e prensagem da cerâmica	75
3.6 Obtenção e ajuste dos antagonistas	81
3.7 Ensaio de ciclagem termomecânica	83
3.8 Avaliação do desajuste vertical	84
3.9 Avaliação da perda torque (torque de afrouxamento)	86
3.9.1 Perda de torque antes da ciclagem mecânica (T_2)	87
3.9.2 Perda de torque após ciclagem mecânica (T_3)	88
3.10 Ensaio mecânico de resistência à fratura do <i>cantilever</i>	88
3.11 Análise da distribuição de tensões por meio do método de fotoelasticidade	89
3.12 Análise dos dados	95
4 RESULTADOS	97
4.1 Desajuste vertical	99
4.2 Resistência à fratura no <i>cantilever</i>	116

4.3 Perda de torque.....	120
4.4 Fotoelasticidade.....	122
4.4.1 Apertamento dos parafusos de retenção protética.....	122
4.4.2 Carregamento puntiforme no <i>cantilever</i>	124
4.4.3 Carregamento o clusal distribuído.....	127
5 DISCUSSÃO.....	129
6 CONCLUSÕES	151
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	155

1. Introdução

1.1 Reabilitação oral com prótese implantossuportada

O termo osseointegração foi inicialmente proposto por Branemark (1983), o qual definiu como sendo uma “*conecção direta entre o osso vivo e a superfície de um implante submetido à carga funcional*”. Após diferentes estudos envolvendo microscopia eletrônica, o termo foi redefinido e passou a ser considerado um “*processo pelo qual uma fixação rígida e clinicamente assintomática de um material aloplástico é alcançada e mantida em contato ósseo durante as cargas funcionais*” (Zarb, Albrektsson, 1991), sendo que os fatores associados ao sucesso da osseointegração incluem o estado do osso receptor, as condições do carregamento, a técnica cirúrgica, a macroestrutura, a superfície e o material do implante (Albrektsson, Linder, 1981).

Nesta perspectiva, embora as forças sejam transmitidas diretamente ao osso devido a inexistência do ligamento periodontal que tem a função de dissipar melhor as tensões, o implante também pode exercer uma importante função no processo de manutenção óssea, desde que a intensidade destas cargas não ultrapassem a capacidade elástica do osso (Riedy *et al.*, 1997; Abuhussein *et al.*, 2010).

No que tange os procedimentos de natureza protética, o uso de próteses suportadas por implantes tem sido considerado o tratamento de escolha na reabilitação de pacientes desdentados totais e parciais, tendo em vista a alta taxa de sucesso observado em vários estudos clínicos (Misch *et al.*, 2006; Srinivasan, Padmanabhan, 2008; Koo *et al.*, 2010; Wittneben *et al.*, 2014). Todo este sucesso se deve às crescentes pesquisas sobre os mecanismos biológicos da osseointegração (Misch *et al.*, 2006) e aos avanços nos sistemas de implantes, de modo que a diversidade de opções de tamanho, forma, materiais e tratamentos superficiais, bem como de componentes protéticos, vem possibilitando inúmeras alternativas reabilitadoras (Taylor, Agar, 2002).

Todavia, é muito comum uma reabsorção óssea acentuada e predominantemente vertical do osso alveolar em regiões posteriores da mandíbula com perda dentária prolongada, em resposta à ausência de estimulação gerada pelo ligamento periodontal (Telles *et al.*, 2004). Aliado a isto, existe a proximidade do nervo alveolar inferior (Misch *et al.*, 2006; Anitua; Orive, 2010) que contraindica, na maioria das vezes, a utilização de implantes convencionais nesta região (Perdijk *et al.*, 2011). Assim, reabilitar áreas edêntulas posteriores da mandíbula

com altura óssea reduzida torna-se uma tarefa bastante difícil e a correta avaliação e indicação dos implantes são requisitos indispensáveis, já que há muitos fatores associados ao correto funcionamento do complexo osso/implante (Morand, Irinakis, 2007). Apesar da existência de métodos capazes de aumentar a altura óssea nessas regiões, como enxerto ósseo autógeno e lateralização do nervo alveolar inferior, foram constatados altos índices de morbidade, além de resultar em aumento de custos ao paciente e elevar o tempo de tratamento (das Neves *et al.*, 2006; Perdijk *et al.*, 2011; Thoma *et al.*, 2017).

Uma opção conservadora seria a utilização de implantes curtos. Vários estudos asseguram sua longevidade clínica (ver tabela 1.1; Misch *et al.*, 2006; das Neves *et al.*, 2006; Grant *et al.*, 2009; Anitua, Orive, 2010; Sahrman *et al.*, 2016), inclusive com resultados semelhantes à reabilitações com implantes convencionais em combinação com cirurgia de enxerto (ver tabela 1.1; Esposito *et al.*, 2012; Pistilli *et al.*, 2013a; Pistilli *et al.*, 2013b; Esposito *et al.*, 2014; Felice *et al.*, 2014).

Tabela 1.1. Resumo dos estudos que avaliam o sucesso clínico dos implantes curtos, bem como aqueles que comparam implantes curtos e longos associados com cirurgia de enxerto ósseo.

Autor	Ano	Resultados
Misch <i>et al.</i>	2006	Estudo retrospectivo com 745 implantes (7 ou 9 mm de comprimento) mostrou uma taxa de sobrevida de 98,9% na segunda etapa cirúrgica e de 100% após 6 anos do carregamento oclusal.
das Neves <i>et al.</i>	2006	Revisão sistemática com 16344 implantes mostrou uma taxa de insucesso de 4,8% (n=786). Falhas mais frequentes foram observadas nos implantes de 7 mm (9,7%) e menor nos de 10 mm (6,3%).
Grant <i>et al.</i>	2009	Estudo retrospectivo com 331 implantes curtos (8 mm de comprimento) mostrou uma taxa de sobrevida de 99% após 2 anos de carregamento oclusal.
Anitua e Orive	2010	Estudo retrospectivo com 1287 implantes curtos (<8,5 mm de comprimento) mostrou taxa de sobrevida de 98,8% após 8 anos de acompanhamento.
Esposito <i>et al.</i>	2012	Dados em curto prazo (5 meses) indicam que implantes curtos podem ser uma alternativa para as cirurgias de enxerto ósseo, especialmente nas mandíbulas posteriores, uma vez que o tratamento é mais rápido, mais barato e associado a menos morbidade. Entretanto, são necessários dados de 5 a 10 anos após o carregamento oclusal, antes de fazer recomendações confiáveis.
Pistilli <i>et al.</i>	2013a	Implantes de 6 mm de comprimento com diâmetro convencional de 4 mm mostraram resultados semelhantes, senão melhores do que os implantes mais longos (pelo menos 10 mm de comprimento) associados com enxerto ósseo.
Pistilli <i>et al.</i>	2013b	Implantes curtos de 5 mm de comprimento obtiveram resultados semelhantes aos de implantes mais longos (pelo menos 10 mm de comprimento) associados a enxerto ósseo.

Tabela 1.1 (Continuação). Resumo dos estudos que avaliam o sucesso clínico dos implantes curtos, bem como aqueles que comparam implantes curtos e longos associados com cirurgia de enxerto ósseo.

Autor	Ano	Resultados
Esposito <i>et al.</i>	2014	Implantes curtos de 5 mm de comprimento obtiveram resultados semelhantes aos de implantes mais longos (pelo menos 10 mm de comprimento) em osso aumentado com enxerto.
Stellingsma <i>et al.</i>	2014	Taxa de sucesso clínico em reabilitação de mandíbulas extremamente reabsorvidas com implantes curtos (98,8%) foi maior do que utilização de implante transmandibular (76,3%) e enxerto ósseo autógeno seguido da colocação de 4 implantes endo-ósseos (88%).
Felice <i>et al.</i>	2014	O prognóstico de implantes curtos foi tão bom quanto o de implantes longos associados com enxerto, inseridos verticalmente.
Sahrmann <i>et al.</i>	2016	A taxa de sobrevida de implantes curtos (6 mm, 98%) foi estatisticamente semelhante a de implantes convencionais (10 mm, 100%) após 3 anos do carregamento oclusal e podem ser considerados uma opção viável em reabilitações posteriores unitárias.

Para complementar, revisão sistemática realizada por Thoma *et al.* (2017) com estudos clínicos recentes, mostrou que tanto implantes dentários curtos quanto associação de implantes de comprimento padrão e procedimentos de aumento ósseo vertical parecem ter resultados previsíveis em termos de taxas de sobrevida. No entanto, comparando-se estas opções terapêuticas, o uso de implantes dentários curtos parece ter uma série de vantagens para os pacientes e para o clínico, no que diz respeito a morbidade, tempo de tratamento e custos.

Apesar da evolução no sistema de implantes curtos, o que se percebe é que ainda não há um consenso científico acerca de qual seria o comprimento ideal de implantes e de qual o planejamento protético mais adequado para áreas edêntulas com espessura óssea reduzida. Vários trabalhos têm buscado a melhor configuração protética para reabilitações sobre implantes, especialmente na tentativa de minimizar tensões excessivas transmitidas ao tecido ósseo adjacente (Pierrisnard *et al.*, 2003; Menani *et al.*, 2011; Tioosi *et al.*, 2012).

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 implantes e que os princípios oclusais e biológicos, extensão do *cantilever* e procedimentos técnicos de execução, em geral, sejam respeitados (Suedam *et al.*, 2016). Do ponto de vista biomecânico, PPFs com *cantilever* tem um comportamento peculiar, pois todas as forças aplicadas na região do *cantilever* são

transmitidas para o implante adjacente e, conseqüentemente, para o osso (Suedam *et al.*, 2009), o que pode resultar em insucessos em longo prazo. Tendo em vista este agravante, sugere-se que um *cantilever* de até 15 mm pode ser aceitável, dependendo da qualidade do osso (Suedam *et al.*, 2016).

Altas taxas de sobrevida em reabilitações orais envolvendo PPFs com *cantilever* sobre dentes foram observadas em uma análise retrospectiva realizada por Rehmann *et al.* (2015), conforme mostra tabela 1.2 (alguns estudos retirados do artigo em inglês). Os mesmos autores, em seu experimento, constataram que após 5 anos, a taxa de sobrevida variou entre 72% e 98%, com uma taxa média de falha de 2% ao ano. Para complementar, Romanos *et al.* (2012), constatou uma taxa de sobrevida clínica de 95% em reabilitações orais envolvendo PPF com *cantilever* sobre implantes.

Tabela 1.2. Table 3. Survival rates of cantilever fixed partial dentures (CFPDs) in the literature. Rehmann P, Podhorsky A, Wöstmann B. Treatment Outcomes of Cantilever Fixed Partial Dentures on Vital Abutment Teeth: A Retrospective Analysis. *Int J Prosthodont* 2015;28:577-82.

Author	Year	Number	Statistical method	Observation period (y)	Survival rate
Hämmerle <i>et al.</i>	2010	92 patients 115 CFPDs 239 abutment teeth	Input-output	Ø 10	84% FPDs
Yi <i>et al.</i>	2001	50 FPDs, of which 33 are CFPDs	Input-output	3	100% FPDs
Holm <i>et al.</i>	2003	235 patients 289 FPDs, of which 42 are CFPDs	Life table	10 20 30	72% FPDs 64% FPDs 53% FPDs
Pjetursson <i>et al.</i>	2004	Meta-analysis (13 studies, 700 patients, 816 CFPDs)	Input-output	10	81.8% FPDs
de Backer <i>et al.</i>	2007	137 CFPDs	Kaplan-Meier	16 18	73.5% FPDs with vital abutments 52.3% FPDs with nonvital abutments
Pjetursson <i>et al.</i>	2007	Meta-analysis (13 studies, 816 CFPDs)	Input-output	5 10	91.4% FPDs 80.3% FPDs
Wolfart <i>et al.</i>	2009	34 oxide-ceramic CFPDs (Cercon)	Kaplan-Meier	4	92% FPDs
Brägger <i>et al.</i>	2011	39 CFPDs	Kaplan-Meier	5 10	79.4% FPDs 49.8% FPDs
Schnaidt <i>et al.</i>	2011	63 CFPDs	Kaplan-Meier	5 10	86.8% FPDs 77.2% FPDs

Nesse contexto, esta opção de tratamento já é conhecida na Odontologia há muitos anos e apesar das altas taxas de sobrevida clínica, conforme consta em vários estudos, é uma modalidade pouco utilizada na clínica, por medo de insucessos em longo prazo.

Não obstante, a reabsorção óssea tem sido considerada um dos fatores fortemente associados ao insucesso dos implantes osseointegrados, que pode se iniciar ao nível da crista óssea marginal e estender-se até a região apical do implante (Goodacre *et al.*, 2003; Anitua; Orive, 2010). Estudos mostraram que após o primeiro ano da colocação do implante, há uma reabsorção óssea entre 0,4 e 1,6 mm (média de 0,9 mm) e nos anos subsequentes, essa reabsorção pode variar entre 0,0 e 0,2 mm (média de 0,1 mm) a cada ano, mas apenas pequena porcentagem de pacientes sofre perda óssea maior que 2,0 mm (Goodacre *et al.*, 1999; Goodacre *et al.*, 2003). De acordo com Pessoa *et al.* (2017), um implante dentário pode ser considerado bem sucedido se a perda óssea peri-implantar analisada radiograficamente for inferior a 1,5 mm durante o primeiro ano, após a colocação do implante e inferior a 0,2 mm anualmente a partir daí.

Dessa forma, determinados níveis de perda óssea marginal em torno dos implantes são esperados e podem ser considerados clinicamente aceitáveis (Goodacre *et al.*, 1999; Goodacre *et al.*, 2003), ao passo que a perda óssea mais acentuada tem sido atribuída a vários fatores como o estímulo mecânico inadequado com transferência excessiva de carga à crista óssea, presença de peri-implantite (King *et al.*, 2002; Isidor, 2006), ausência de passividade, desajuste cervical da prótese, proporção coroa/implante (C/I), oclusão, bem como o número, distribuição e posição dos implantes no arco (Misch *et al.*, 2006; das Neves *et al.*, 2006; Anitua; Orive, 2010; Tiozzi *et al.*, 2012). Todos estes fatores podem resultar em falhas como perda ou fratura dos parafusos e até mesmo podendo afetar os elementos biológicos, levando, na pior das hipóteses, à perda do próprio implante e da osseointegração (Lang *et al.*, 2000; de Torres *et al.*, 2011).

Dentre todos estes fatores, talvez, a sobrecarga oclusal seja o maior responsável pelo insucesso de reabilitações orais com implantes osseointegrados. Por um lado, o carregamento oclusal estimula remodelação óssea peri-implantar quando as cargas aplicadas são compatíveis com a tolerância fisiológica do osso (Abuhussein *et al.*, 2010). Por outro lado, altas cargas geram micro-fraturas na interface osso/implante, desencadeando a reabsorção óssea (Hansson e Werke, 2003).

Não se sabe, exatamente, qual o limite biológico aceitável, embora Frost (1994) apresente em seu estudo as reações do osso, em função da intensidade de carga aplicada. De acordo com este autor, a resposta do osso às tensões pode ser dividida em quatro diferentes intervalos: (1) tensões abaixo de 50 micrometros – resulta em perda óssea em resposta à baixa estimulação mecânica do osso (desuso); (2) tensões entre 50 e 1500 micrometros – adaptação fisiológica ocorre com um equilíbrio entre reabsorção e neoformação óssea; (3) tensões entre 1500 e 3000 micrometros – aumento no processo de modelagem, melhorando a qualidade da estrutura óssea e (4) tensões acima de 3000 micrometros – reabsorção óssea patológica.

Para justificar a hipótese de que a sobrecarga oclusal é o fator mais associado aos insucessos dos implantes, Sotto-Maior *et al.* (2012) avaliaram alguns parâmetros protéticos, tais como a proporção C/I (1:1, 1,5:1, 2:1 ou 2,5:1), o sistema de retenção (cimentada ou parafusada), material de recobrimento estético (metalocerâmica ou metal free) e o carregamento oclusal, na concentração de tensões em uma área posterior reabilitada com um implante curto (5 x 7 mm). Para tanto, eles criaram 32 modelos de elementos finitos simulando uma região posterior da mandíbula atrófica. As coroas foram carregadas com forças normais e traumáticas e os valores referentes à tensão máxima principal (StressMax) para o osso cortical e medular e de von Misses (StressvM) para o implante e parafuso do pilar foram analisados. Os resultados mostraram que a oclusão traumática e uma alta proporção C/I aumentaram as concentrações de tensão. Além disso, a proporção C/I foi responsável por 22,47% da tensão total no osso cortical, enquanto que o carregamento oclusal contribuiu com 50,12%. Com base nisso, os autores sugerem que a carga oclusal foi o fator mais importante na concentração de tensão no modelo de elementos finitos de uma única coroa posterior suportada por um implante curto.

1.2 Métodos para obtenção de infraestruturas passivas

O ajuste passivo em infraestruturas implantossuportadas é definido como o contato circunferencial simultâneo entre a superfície de assentamento da prótese com os implantes, sem o desenvolvimento de tensões antes do carregamento funcional. Este é o pré-requisito essencial para a manutenção do equilíbrio mecânico e biológico (Watanabe *et al.*, 2000;

Abduo *et al.*, 2010). Nesse contexto, a preocupação com a precisão da adaptação e a obtenção de um ajuste passivo entre prótese e implantes é notória, uma vez que a adaptação passiva destas, é responsável pela diminuição da infiltração bacteriana, melhor distribuição de forças sobre os pilares, saúde dos tecidos periodontais/peri-implantares e diminuição da perda óssea marginal (Pak *et al.*, 2010). Do ponto de vista biomecânico, pode influenciar na redução da taxa de desaperto e/ou fratura de parafuso protético e do pilar e contribuirá para o sucesso em longo prazo das reabilitações protéticas (Barbosa *et al.*, 2008).

Alguns autores afirmam 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 (Sahin, Cehreli, 2001; Karl, Taylor, 2016). Mesmo sabendo que a adaptação marginal é um importante indicador do sucesso clínico, ainda não há um consenso a respeito do desajuste marginal clinicamente aceitável. Alguns estudos indicam que um desajuste igual ou inferior a 120 μm é clinicamente aceitável (Gonzalo *et al.*, 2008; Beuer *et al.*, 2009; Bayramoğlu *et al.*, 2015), mas outros estudos apontam que o limite máximo é de 100 μm (Reich *et al.*, 2008; Keshvad *et al.*, 2011). Adicionalmente, outros autores argumentam que o desajuste clinicamente aceitável deve ser no máximo de 75 μm (Hung *et al.*, 1990).

Vários métodos tem sido utilizados para avaliar a adaptação marginal, incluindo estereomicroscopia (Tiossi *et al.*, 2008; Torsello *et al.*, 2008; de Aguiar *et al.*, 2009; Farina *et al.*, 2010; Bianchini *et al.*, 2011; de Torres *et al.*, 2011; Oliveira, 2013; Katsoulis *et al.*, 2014; Lencioni *et al.*, 2015; Spazzin *et al.*, 2016; Moris *et al.*, 2017), microscopia eletrônica de varredura (Trifkovic *et al.*, 2012, de Araujo *et al.*, 2015; de França *et al.*, 2017) e microtomografia computadorizada (MicroCT) (Krasanaki *et al.*, 2012; Neves *et al.*, 2014b), sendo que cada um deles, apresenta vantagens e desvantagens características. A estereomicroscopia já é um método bem estabelecido na literatura para avaliação do desajuste vertical entre prótese e intermediário/implante. Trata-se de um microscópio óptico que permite ampliar o tamanho da imagem com câmera digital acoplada e, ambos, ligados ao computador com *software* que apresenta ferramentas para quantificar o tamanho do desajuste (Oliveira, 2013).

Frequentemente, os maiores desajustes cervicais estão relacionados à confecção de infraestruturas metálicas pelo método de fundição convencional (maçarico) (de Aguiar *et al.*, 2009; Barbosa *et al.*, 2010; Bianchini *et al.*, 2011; Lencioni *et al.*, 2015; Spazzin *et al.*, 2016).

A técnica de fundição, método mais utilizado na fabricação de infraestruturas para próteses sobre implantes, tem sido amplamente estudada e dentre suas principais vantagens estão os custos reduzidos, fácil acesso e baixa complexidade para o desenvolvimento da técnica (Drago, Howell, 2012). Suas desvantagens incluem a presença de porosidades, ranhuras e distorções volumétricas, resultantes das etapas de enceramento, inclusão, queima da cera, fundição da liga propriamente dita, acabamento e polimento (de Torres *et al.*, 2007; Oliveira, 2013). Alguns autores apontam, ainda, que as altas temperaturas, as quais estruturas metálicas de PPFs são submetidas durante a aplicação da cerâmica, contração de queima da cerâmica, formação de óxidos de metal na superfície da liga, 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 processamento laboratorial (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 da infraestrutura metálica sobre o modelo, minimizando as distorções causadas durante o processo de fundição (Sartori *et al.*, 2004; Torsello *et al.*, 2008; de Aguiar *et al.*, 2009; Longoni *et al.*, 2010; Bianchini *et al.*, 2011; Yannikakis, Prombonas, 2013; Spazzin *et al.*, 2016). Por soldagem, entende-se como sendo o processo que visa obter a união de dois objetos metálicos, assegurando, na junta soldada, a continuidade de propriedades físicas, químicas e metalúrgicas (Nabadalung. Nicholls, 1998). Assim, a soldagem poderá ser o fator crucial para o sucesso ou insucesso da prótese quando comparada com peças em monobloco, conforme já bem documentada na literatura (Tabela 1.3), uma vez que, de acordo com Pegoraro *et al.* (2013, p. 364), a fundição em monobloco só é aplicável em pequenos espaços ou pequenas próteses, ao passo que a união de próteses amplas deve ser realizada por meio de soldagem.

Ainda neste contexto, entre as diversas técnicas e procedimentos desenvolvidos com o intuito de aprimorar a confecção de próteses dentárias, pode-se destacar o processo de soldagem convencional, a laser e a gás de tungstênio inerte (do inglês “*tungsten inert gas*” – TIG), que são comumente utilizadas para unir infraestruturas metálicas de peças protéticas. A solda convencional, também conhecida por soldagem a gás, brasagem, soldagem de oxiacetileno ou soldagem com oxigênio e ar comprimido, é um dos processos mais antigos e

versáteis de soldagem. É obtido na combustão do acetileno com oxigênio e pode produzir uma temperatura de chama de mais de 3000 °C. Contudo, apresenta no resfriamento lento da solda uma de suas principais desvantagens (Madhan Kumar *et al.*, 2012). Esta técnica de soldagem ainda é a mais utilizada na Odontologia, ainda que esteja susceptível à ocorrência de alterações das propriedades mecânicas, bem como distorções nas ligas utilizadas, pois esses fatores estão diretamente relacionados à experiência do operador em questão.

Por sua vez, a soldagem a laser constitui-se de “*um laser de neodímio de alta potência, com uma alta densidade de potência*”. A armazenagem ocorre em um tipo de “caixa de luva”, que contém a ponta do laser, uma fonte de gás de proteção de argônio ou hélio ou mistura dos dois e um estereomicroscópio com lente reticulada para o alinhamento preciso do raio laser com os componentes. Nesta técnica, as peças a serem soldadas podem ser mantidas juntas manualmente ou estabilizada por revestimento, uma vez que uma pequena quantidade de calor é gerada e apresenta vantagens sobre a convencional por produzir energia concentrada em um tempo operacional muito curto, gerando assim menos distorção (Sartori *et al.*, 2004; Longoni *et al.*, 2010; Yannikakis e Prombonas, 2013).

Por fim, o terceiro método consiste na soldagem TIG, por meio do qual o arco elétrico é formado. De um lado, o eletrodo não consumível da peça de mão e, do outro, a peça de metal fundida sobre a qual se faz acréscimo ou não de um metal, normalmente na forma de um fio relativamente fino e, o conjunto, protegido por uma atmosfera de gás inerte para minimizar os efeitos da oxidação durante o procedimento de soldagem (Barbi *et al.*, 2012). Esta técnica tem sido associada com baixa resistência à flexão e, inclusive, com valores de resistência e adaptação superiores à soldagem a laser para diferentes ligas metálicas (Rocha *et al.*, 2006). A tabela 1.3 mostra, também, estudos que comparam os tipos de soldagem, no que se refere ao desajuste vertical de próteses sobre intermediários/implantes.

Tabela 1.3. Resumo dos estudos que comparam o desajuste de infraestruturas soldadas e obtidas em monobloco, em reabilitações orais com PPFs sobre implantes.

Autor	Ano	Resultados
de Aguiar <i>et al.</i>	2009	Infraestruturas de 3 elementos confeccionadas em monobloco apresentaram valores de desajuste ($57,02 \pm 33,48 \mu\text{m}$) significativamente maiores do que aquelas seccionadas diagonalmente ($18,92 \pm 4,75 \mu\text{m}$) ou transversalmente ($31,42 \pm 20,68 \mu\text{m}$) e soldadas a laser.

Tabela 1.3 (Continuação). Resumo dos estudos que comparam o desajuste de infraestruturas soldadas e obtidas em monobloco, em reabilitações orais com PPFs sobre implantes.

Autor	Ano	Resultados
Bianchini <i>et al.</i>	2011	Próteses fixas de 3 elementos com infraestruturas confeccionadas em monobloco apresentaram maiores valores de desajuste. Neste caso, recomenda-se a secção e soldagem, seja convencional ou a laser, pois ambas demonstraram semelhanças estatisticamente.
Barbi <i>et al.</i>	2012	Estruturas unidas com soldagem TIG geraram menores desadaptações do que a soldagem a laser e convencional.
Lencioni <i>et al.</i>	2015	Soldagem a laser não influenciou o desajuste vertical, mas garantiu melhor distribuição de tensões e passividade em infraestruturas para próteses do tipo protocolo de 4 e 5 implantes, quando comparado às infraestruturas antes da soldagem.
Spazzin <i>et al.</i>	2016	Próteses parciais fixas de 3 elementos com infraestruturas confeccionadas em monobloco apresentaram valores de desajuste vertical significativamente mais elevados do que os encontrados para cimentação em pilares preparados e técnicas de soldagem a laser.

Buscando sanar esses problemas de cunho laboratorial descritos anteriormente, em relação à desadaptação marginal, o método CAD/CAM 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; Drago *et al.*, 2010; Tahmaseb, 2010; Almasri *et al.*, 2011; Kohorst, 2011; Song *et al.*, 2013; Borba *et al.*, 2013; Abduo, 2014). O método CAD/CAM se define resumidamente no desenho da estrutura protética no computador, por um escaneamento do modelo/boca. A partir das imagens geradas (CAD) e com auxílio de um software, desenha-se a futura infraestrutura e, este desenho, será materializado a partir de blocos metálicos (Co-Cr ou Ti cp) ou cerâmicos (ZrO₂), por uma máquina de usinagem controlada por computador (CAM) (Almasri *et al.*, 2011; Miyazaki, Hotta, 2011). Dentre as principais vantagens relatadas pelas empresas fabricantes, está a maior durabilidade, a simplificação técnica, redução das etapas, do tempo necessário para fabricação e a possibilidade de melhor precisão do ajuste (Katsoulis *et al.*, 2014; de Araújo *et al.*, 2015).

Arelado a isto, o interesse na utilização da zircônia como biomaterial odontológico vem crescendo em largas proporções devido à sua boa estabilidade química, resistência mecânica, dureza e módulo de Young da mesma magnitude que o do aço inoxidável (Piconi, Maccauro, 1999; Elias, Santos, 2010), bem como elevada tenacidade à fratura, biocompatibilidade e baixa adesão bacteriana (Al-Amleh *et al.*, 2010; Guess *et al.*, 2012).

Apesar das propriedades benéficas da zircônia, seu uso como infraestrutura de PPFs com *cantilever* tem sido limitado, pois se acredita que a maior friabilidade (em relação às ligas metálicas) pode acarretar fratura quando submetida às cargas mastigatórias.

As ligas nobres ainda são os materiais mais indicados para fabricação de infraestruturas com adequado ajuste (Drago, Howell, 2012), entretanto, o alto custo deste material não o torna acessível. Por outro lado, a liga de Cobalto-Cromo (Co-Cr) oferece vantagens substanciais, tais como baixo custo, biocompatibilidade e resistência à corrosão, além de apresentar boa fusibilidade e alto peso específico. Embora, a dureza elevada dificulte os procedimentos de ajuste, pode-se considera-la como uma alternativa viável na confecção de infraestruturas metálicas para PPFs implantossuportadas (Barbosa *et al.*, 2010; de Torres *et al.*, 2011). Além disso, a tecnologia CAD/CAM, além da confecção de infraestruturas em zircônia, tem permitido a fabricação de barras protéticas em ligas de Co-Cr (Karl, Taylor, 2011) e, se bem confeccionadas, poderiam substituir a fundição convencional com ligas nobres de alto custo, como ouro, conforme estudo realizado por Katsoulis *et al.* (2013), os quais observaram que barras obtidas por meio do sistema CAD/CAM estão associadas a alta precisão de adaptação, quando comparado a barras fundidas em liga de ouro.

de Araújo *et al.* (2015) avaliaram a passividade de infraestruturas obtidas por meio do sistema CAD/CAM (Co-Cr e Zr) e fundição convencional (Co-Cr). Eles constataram que a melhor passividade foi nas infraestruturas de Co-Cr – CAD/CAM ($48,76 \pm 13,45 \mu\text{m}$), seguido por Zr – CAD/CAM ($103,81 \pm 43,15 \mu\text{m}$) e Co-Cr – Fundição convencional ($187,55 \pm 103,63 \mu\text{m}$).

De forma semelhante, de França *et al.* (2017) avaliaram o efeito dos métodos de fabricação de infraestruturas (CAD/CAM e convencional) e materiais (Co-Cr e Zr) no desajuste de PPFs sobre implantes contendo 3 elementos. Para isso, 16 infraestruturas foram confeccionadas, das quais 8 infraestruturas foram obtidas por meio do sistema CAD/CAM (Co-Cr [n=4] e Zr [n=4]), 4 infraestruturas de zircônia por meio do sistema “*copy-milling*” e 4 infraestruturas de Co-Cr pelo método fundição convencional. Os autores observaram valores inferiores de desajuste vertical nos grupos de infraestruturas obtidas pelo sistema CAD/CAM (Co-Cr: $1,2 \pm 2,2 \mu\text{m}$; Zr: $5,9 \pm 3,6 \mu\text{m}$) seguido pelo sistema “*copy-milling*” (Zr: $7,6 \pm 9,2 \mu\text{m}$) e fundição convencional (Co-Cr: $11,8 \pm 9,8 \mu\text{m}$).

1.3 Afrouxamento de parafusos em próteses implantossuportadas

A versatilidade é a maior vantagem da prótese parafusada, no entanto, o afrouxamento e fratura dos parafusos são desvantagens corriqueiras. Não há um consenso na literatura, de fato, sobre a taxa de afrouxamento dos parafusos de retenção protética. O que se observa são relatos de taxa de afrouxamento variando entre 2% e 50% (Weiss *et al.*, 2000; Siamos *et al.*, 2002; Barbosa *et al.*, 2011; Assunção *et al.*, 2012; Diez *et al.*, 2012).

Parafusos de pilares ou de retenção protética tendem a afrouxar quando submetidos à esforços mastigatórios. Contatos oclusais excêntricos e laterais em movimentos excursivos da mandíbula, contatos interproximais entre implantes e dentes naturais, prematuridades, hábitos parafuncionais e ausência de passividade, são situações que geram tensões e podem provocar micromovimentos na conexão parafusada, induzindo o afrouxamento do parafuso (Oliveira, 2013).

Quando forças de separação excederem a pré-carga aplicada ao parafuso, a conexão parafusada se tornará instável. Assim, parafusos se afrouxarão caso forças externas que tentem separar as partes forem maiores do que as forças para mantê-las juntas, por reduzirem a fricção das roscas do parafuso comprimidas sobre a base do pilar (Binon, 1998). Dessa forma, forças de separação não devem ser necessariamente eliminadas, mas devem ser mantidas abaixo do limiar das forças de união, logo, objetiva-se maximizar as forças de apertamento e minimizar forças de separação da conexão (Siamos *et al.*, 2002; Oliveira, 2013). Normalmente, segue-se a indicação do uso de parafusos revestidos por carbono, nitrito de titânio ou ouro, que gera maior pré-carga e permite aplicação de torque de 32 N.cm (Martin *et al.*, 2001; Junqueira *et al.*, 2013).

Outro aspecto importante, diz respeito ao efeito de acomodação de parafusos (*settling effect, embedment relaxation*), o qual tem íntima relação com afrouxamento. Este efeito decorre do fato de que nenhuma superfície é completamente lisa. Desta forma, o contato entre a superfície do parafuso e a superfície de assentamento se dá em pontos de microrrugosidades, após aplicação do torque inicial. Quando a conexão parafusada é submetida a cargas mastigatórias, micromovimentos ocorrem e, como resultado, as superfícies se desgastam e tendem a se aproximar (acomodação do parafuso). A consequência desse processo é uma imediata perda de torque e, para reduzir esse efeito de acomodação, os parafusos devem ser

reapertados 10 minutos após a aplicação do torque de instalação inicial da prótese (Siamos *et al.*, 2002; Winkler *et al.*, 2003; Tsuge *et al.*, 2009; Park *et al.*, 2010; Scherg, Karl, 2016).

Embora o afrouxamento não seja complicação para o próprio parafuso, podem induzir complicações mais sérias para os demais componentes do sistema. O afrouxamento de um determinado parafuso em próteses múltiplas implantossuportadas não é percebido pelo paciente e muitas vezes não verificado pelo profissional, o que implica em sobrecarga aos demais parafusos que poderão também afrouxar. Esta sequência de acontecimentos pode favorecer a ocorrência de falhas, seja por fratura de componentes ou por perda óssea ao redor dos implantes ainda com o parafuso apertado, devido a sobrecarga de tensão exercida sobre as conexões e interface osso-implante (Spazzin *et al.*, 2009).

A literatura é controversa em relação à possível correlação positiva entre desajuste vertical de PPFs e perda de torque em longo prazo. Acredita-se que quanto maior o desajuste, maior é a perda de torque em longo prazo (ensaio de ciclagem), pois a ausência da adaptação passiva faz com que as superfícies dos componentes não entrem em contato quando a pré-carga é aplicada e, dessa forma, o parafuso passa a receber toda a carga, tendo seu tempo de fadiga reduzido consideravelmente (Patterson, Johns, 1992; Farina *et al.*, 2012). Baseado nessa perspectiva, Farina *et al.* (2012) avaliaram a perda de torque em função de diferentes níveis de ajuste vertical (passivo ou desajustado), antes e após simulação de 1 ano de uso da prótese. Eles constataram que após este ano de simulação, parafusos de titânio e ouro em próteses passivamente ajustadas apresentaram maior torque de soltura do que em próteses desajustadas. Por outro lado, nem sempre se observa essa correlação entre desajuste vertical e perda de torque (Barbosa *et al.*, 2008; Jorge *et al.*, 2013).

Com relação ao efeito do material de infraestrutura sobre a perda de torque dos parafusos de retenção protética, pouco se tem informação na literatura. Gomes *et al.* (2014) avaliaram o efeito da ciclagem na perda de torque de estruturas para protocolo obtidas por meio do sistema CAD/CAM em titânio e zircônia. Um percentual significativo de perda de torque foi observado tanto antes quanto após aplicação de carga cíclica e esse percentual foi ainda maior nas estruturas confeccionadas em zircônia (antes: 47,56%; depois 73,50%) quando comparadas à titânio (antes: 37,57%; depois 50,96%).

1.4 Métodos para avaliação de distribuição de tensões

Vários métodos têm sido utilizados para a verificação das tensões geradas em torno dos implantes dentários, como é o caso da extensimetria, elementos finitos, correlação de imagens digitais (CID) e a fotoelasticidade que já foi bem descrita na literatura odontológica (Karl *et al.*, 2009; Menani *et al.*, 2011). Cada um desses métodos apresentam vantagens e desvantagens, mas o fato é que nenhuma técnica possui total preponderância sobre a outra, uma vez que os diversos métodos se completam (Rubo, Souza, 2001).

O método extensiométrico (Strain gauge) tem sido tradicionalmente utilizado para determinar tensões em superfícies ósseas ou simuladores ósseos. Consiste em pequenos resistores elétricos sensíveis a deformações, os quais emitem sinais que são transformados em sinais digitais e lidos por um *software* específico (Karl *et al.*, 2006; Watanabe *et al.*, 2000). Os resistores elétricos podem ser utilizados para avaliar as tensões em próteses, implantes e dentes, tanto *in vivo* quanto *in vitro* (Koke *et al.*, 2004), embora seja um método limitado por detectar somente as tensões geradas em sua pequena área superficial, obtendo leituras de tensão menores do que os valores reais (Karl *et al.*, 2009).

Os elementos finitos é um método matemático de análise de tensões que pode ser usado para avaliação de novos implantes, assim como novas técnicas cirúrgicas, permitindo a diminuição do número de ensaios mecânicos (Goel *et al.*, 2006). Entretanto, a análise por este método não está livre de desvantagens, principalmente no que diz respeito à determinação da geometria do osso e do implante a ser modelado, das propriedades físicas dos materiais, como é o caso do módulo de elasticidade. Um exemplo claro é o que ocorre com as propriedades do osso cortical e medular que podem variar entre os diversos pacientes, ou até mesmo conforme a idade e a localização (maxila ou mandíbula) (Geng *et al.*, 2001).

O método de CID para análise de tensões é bastante recente na Odontologia e tem sido utilizado para avaliar a distribuição das tensões de deformação superficial em testes de materiais odontológicos (Li *et al.*, 2009; Peixoto *et al.*, 2017), bem como das tensões peri-implantes quando próteses implantossuportadas são submetidas à carregamento oclusal (Tiozzi *et al.*, 2011; Tiozzi *et al.*, 2012; Mendes *et al.*, 2015; Peixoto *et al.*, 2017). Este método permite uma avaliação com alta precisão da distribuição de tensões em torno dos implantes e é totalmente automatizado, excluindo, portanto, uma possível influência do

operador. Além disso, tem a capacidade de avaliar a dinâmica das tensões de forma contínua, com base na análise de sucessivas imagens obtidas durante a aplicação de uma carga (Amodio *et al.*, 2003; Peixoto *et al.*, 2017).

Por fim, a fotoelasticidade, que é um método não tão recente na Odontologia e teve seus primórdios no estudo realizado por Nooman (1949), o qual buscou determinar a forma de preparo cavitário para restaurações de amálgama que gerava a menor quantidade de tensões. Para isso, ele realizou diferentes preparos cavitários em blocos de resina com propriedade fotoelástica e, sob luz polarizada, constatou que as amostras que possuíam preparos com ângulos arredondados induziram menor concentração de tensão.

Nessa perspectiva, a fotoelasticidade baseia-se nas propriedades óticas de certos materiais plásticos incolores que, ao sofrerem deformação quando submetidos a cargas, apresentam alterações nos índices de refração que promovem a mudança de cor. A maior vantagem do método fotoelástico é a capacidade de visualizar as tensões, observadas a partir da formação de franjas, bem como quantificar a magnitude destas tensões. Mahler e Peyton (1955) descreveram a sequência de franjas, com base nos valores da seguinte ordem de franja (N): 0 (preto), 1 (transição do vermelho/azul), 2 (transição do vermelho/verde) e 3 (transição do rosa/verde). Quanto maior a ordem da franja, maior é a intensidade da tensão (Goiato *et al.*, 2009). Este método é amplamente utilizado na Odontologia, uma vez que a distribuição de tensões tende a ser semelhante ao osso (Akca *et al.*, 2008).

Há poucos estudos na literatura que avaliam a distribuição de tensões em PPFs com *cantilever* implantossuportadas. Alguns deles avaliam o impacto que a adição de um implante curto substituindo o *cantilever* pode ter nas tensões peri-implantes (Akca, Iplikçioğlu, 2002; Ogawa *et al.*, 2010). Akca e Iplikçioğlu (2002), por exemplo, realizaram estudo com elementos finitos e 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 suportando 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 altos valores de tensão, porém, próximos aos planejamentos que utilizaram o implante curto como substituto do *cantilever*.

Realizando estudo com delineamento experimental parecido com o de Akca e Iplikçioğlu (2002), Ogawa *et al.* (2010) avaliaram por meio de extensimetria (Strain gauge), forças axiais e momento de flexão em implantes suportando PPFs com *cantilever* distal de 10

mm e compararam com implantes posteriores inclinados ou curtos (7 mm) suportando as PPFs. As situações clínicas avaliadas foram as seguintes: (1) implantes distais curtos suportando *cantilever*, (2) implantes distais longos inclinados e (3) ausências de implantes distais suportando *cantilever*. Os valores de tensão foram significativamente maiores nos casos com *cantilever* quando comparado à presença de implantes distais e, do ponto de vista estatístico, implantes inclinados ou curtos não foram diferentes. Assim, a presença de implantes posteriores reduziu as forças axiais e momento de flexão nos implantes suportando próteses fixas.

Sabe-se que o tipo de material utilizado para confecção de infraestrutura pode modificar e/ou intensificar as tensões no osso adjacente aos implantes, devido os diferentes módulos de elasticidades que eles apresentam (Suedam *et al.*, 2009; Jacques *et al.*, 2009; Suedam *et al.*, 2016). Assim, materiais mais rígidos sofrem menor deformação e, conseqüentemente, tendem a gerar mais tensões ao osso subjacente (Ciftci, Canay, 2000; Bacchi *et al.*, 2013; Tiossi *et al.*, 2012). Da mesma forma, PPFs não passivas podem gerar tensões excessivas ao osso (Kim *et al.*, 2009; Abduo, Swain, 2012; Yannikakis, Prombonas, 2013; Bacchi *et al.*, 2013; dos Santos *et al.*, 2016). Quando se trata de infraestruturas seccionadas e soldadas para diminuir o desajuste ocasionado no processo de fundição, o padrão de distribuição de tensões tende a ser o mesmo, independente do tipo de solda utilizada, conforme observado por de Castro *et al.* (2013).

Bacchi *et al.* (2013) avaliaram a influência do material da infraestrutura e do desajuste vertical nas tensões geradas (elementos finitos) por próteses parciais fixas suportadas por 2 implantes. Os modelos foram divididos em grupos, de acordo com o material (ouro tipo 4, Pt-Pd, Tici, Co-Cr e Zr) e níveis de desadaptação vertical (10 µm, 50 µm e 100 µm). Os resultados mostraram que materiais mais rígidos e maiores desajustes estão associados com maior concentração de tensões.

Recentemente, Suedam *et al.* (2016) avaliaram o efeito do material de infraestrutura (Co-Cr e Pd-Ag) e o ponto de aplicação da carga (5 mm, 10 mm e 15 mm do braço de *cantilever*) na distribuição de tensões peri-implantes. Os autores mostraram que a liga de Co-Cr esteve associado com maiores valores de compressão do que Pd-Ag para as mesmas distâncias do *cantilever* e que o aumento do braço do *cantilever* está associado com maior deformação da área peri-implantar.

Tonin (2017) avaliou, por meio da fotoelasticidade, a distribuição de tensões de PPFs com *cantilever* sobre implantes do tipo hexágono externo, variando o material de infraestrutura (Co-Cr e Zircônia) e o método de obtenção (CAD/CAM, fundição convencional [monobloco, soldagem a laser e TIG]). Ela constatou que infraestruturas obtidas por meio do sistema CAD/CAM foram associadas com menor concentração de tensões. Além disso, infraestruturas em monobloco foram associadas com maior concentração de tensões seguida por infraestruturas de Zr (CAD/CAM) e que a secção de infraestruturas metálicas para soldagem pode ser uma alternativa bastante viável.

2. Proposição e Hipóteses

Baseado na importância dos estudos de desadaptação marginal, perda de torque em longo prazo (simulada por ensaio de ciclagem mecânica), resistência à fratura e análise da distribuição de tensões peri-implantares, o objetivo geral deste estudo foi avaliar o desempenho biomecânico de PPFs com *cantilever* distal sobre implantes do tipo cone morse, confeccionadas com diferentes técnicas e materiais de infraestrutura (Zr e Co-Cr [CAD/CAM] e Co-Cr [Fundição Convencional – monobloco e soldagem a laser e TIG]) e posicionadas na região correspondente à área posterior da mandíbula.

Os objetivos específicos são:

- Avaliar o desajuste vertical na interface entre infraestrutura/PPF e mini pilar dos diferentes grupos, em 4 momentos distintos (T_0 – Infraestrutura no modelo mestre; T_1 – Infraestrutura no modelo de poliuretano, antes da aplicação da cerâmica; T_2 – PPF após aplicação da cerâmica e imediatamente antes da ciclagem termomecânica e T_3 – PPF após da ciclagem termomecânica).
- Avaliar a resistência à fratura de PPFs com *cantilever*, após a ciclagem termomecânica, por meio do ensaio de flexão no *cantilever*;
- Avaliar o torque e o destorque do parafuso de retenção protética, antes e após ciclagem termomecânica.
- Comparar a distribuição de tensões geradas na interface osso-implante entre os grupos, quando forem submetidos a carregamento puntiforme no *cantilever* e oclusal distribuído, por meio da fotoelasticidade.

As hipóteses testadas foram as seguintes:

1. H_0 – O material e a técnica de obtenção de infraestruturas (T_0) não influenciam no desajuste vertical entre os diferentes grupos;
 H_1 – O material e a técnica de obtenção de infraestruturas (T_0) influenciam no desajuste vertical entre os diferentes grupos.
2. H_0 – A moldagem de transferência ($T_0 \rightarrow T_1$) não influencia no desajuste vertical intragrupo;
 H_1 – A moldagem de transferência ($T_0 \rightarrow T_1$) influencia no desajuste vertical intragrupo.

3. H_0 – Não há diferença no desajuste vertical após a moldagem de transferência (T_1) entre os diferentes grupos;
 H_1 – Há diferença no desajuste vertical após a moldagem de transferência (T_1) entre os diferentes grupos.
4. H_0 – As etapas laboratoriais de tratamento superficial das infraestruturas e aplicação do revestimento cerâmico ($T_1 \rightarrow T_2$) não influenciam no desajuste vertical intragrupo;
 H_1 – As etapas laboratoriais de tratamento superficial das infraestruturas e aplicação do revestimento cerâmico ($T_1 \rightarrow T_2$) influenciam no desajuste vertical intragrupo.
5. H_0 – Não há diferença no desajuste vertical após a aplicação do revestimento cerâmico (T_2) entre os diferentes grupos;
 H_1 – Há diferença no desajuste vertical após a aplicação do revestimento cerâmico (T_2) entre os diferentes grupos.
6. H_0 – A ciclagem termomecânica ($T_2 \rightarrow T_3$) não influencia no desajuste vertical intragrupo;
 H_1 – A ciclagem termomecânica ($T_2 \rightarrow T_3$) influencia no desajuste vertical intragrupo.
7. H_0 – O efeito cumulativo da aplicação do revestimento cerâmico com a ciclagem termomecânica ($T_1 \rightarrow \rightarrow T_3$) não influencia no desajuste vertical intragrupo;
 H_1 – O efeito cumulativo da aplicação do revestimento cerâmico com a ciclagem termomecânica ($T_1 \rightarrow \rightarrow T_3$) influencia no desajuste vertical intragrupo.
8. H_0 – Não há diferença no desajuste vertical após a ciclagem termomecânica (T_3) entre os diferentes grupos;
 H_1 – Há diferença no desajuste vertical após a ciclagem termomecânica (T_3) entre os diferentes grupos.

9. H_0 – Não há diferença na resistência à fratura de PPFs entre os diferentes grupos, após ciclagem termomecânica;
 H_1 – Há diferença na resistência à fratura de PPFs entre os diferentes grupos, após ciclagem termomecânica.
10. H_0 – Não há diferença no percentual de perda de torque antes (T_2) e após (T_3) a ciclagem termomecânica entre os diferentes grupos;
 H_1 – Há diferença no percentual de perda de torque antes (T_2) e após (T_3) a ciclagem termomecânica entre os diferentes grupos.
11. H_0 – A ciclagem termomecânica ($T_2 \rightarrow T_3$) não influencia no percentual de perda de torque intragrupo;
 H_1 – A ciclagem termomecânica ($T_2 \rightarrow T_3$) influencia no percentual de perda de torque intragrupo.

3. Material e Métodos

3.1 Delineamento experimental

3.2 Obtenção do modelo mestre

Um modelo mestre em polycarbonato (Plexiglas[®], Altuglas International, Philadelphia, PA, EUA) no formato de bloco retangular (50 x 30 x 15 mm) foi confeccionado, contendo quatro perfurações com as seguintes distâncias: 7,5 mm entre pré-molares, 9,5 mm entre o segundo pré-molar e o primeiro molar e 11,5 mm entre os molares, conforme descrito por Otuyemi e Noar (1996) e Bernabé e Flores-Mir (2006). Buscando simular a reabsorção óssea característica das regiões posteriores da mandíbula, desgaste adicional de 4 mm de altura foi realizado (Figura 3.1A).

Com o auxílio de um paralelômetro, dois análogos de implantes do tipo cone morse (Neodent, Curitiba, PR, Brasil) (Figuras 3.1B e 3.1C) e a réplica em resina do primeiro pré-molar inferior (Luxatemp, DMG, Hamburgo, Alemanha) (Figuras 3.1D e 3.1E) foram fixados às perfurações, paralelamente entre si, utilizando cola à base de cianoacrilato (Super Bonder[®], Loctite, São Paulo, SP, Brasil) (Figura 3.1F).

Figura 3.1. Modelo mestre em polycarbonato com perfurações (A) para a fixação dos análogos dos implantes (B e C) e dente (D e E) com auxílio de paralelômetro. Modelo mestre concluído (F).

Mini pilares cônicos CM (2,5 mm, Neodent) foram parafusados sobre os análogos dos implantes com torque de 32 N.cm, calibrados pelo uso de catraca torquímetro (Neodent) (Figuras 3.2A e 3.2B).

Figura 3.2. Mini pilares cônicos CM (2,5 mm) para implantes do tipo cone morse (A e B).

3.3 Obtenção das infraestruturas

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

Dois cilindros pré-fabricados com cinta metálica 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) (Figuras 3.3A e 3.3B), para que as alturas de corte ficassem padronizadas (Figuras 3.3C e 3.3D). Na sequência, estes cilindros foram adaptados sobre os mini pilares cônicos (Neodent) e retidos por parafusos de trabalho.

Uma prótese parcial fixa (PPF) de 3 elementos (com *cantilever* distal) foi encerada sobre estes cilindros (Figura 3.4A) e, após a finalização, uma matriz em silicone azul (Polglass, Ribeirão Preto, SP, Brasil) foi obtida (Figuras 3.4B, 3.4C, 3.4D e 3.4E) para ser utilizada posteriormente na fase de duplicação dos enceramentos das PPFs.

Figura 3.3. Padronização da altura dos cilindros calcináveis seccionados com disco de carborundum (A e B). Cilindros calcináveis parafusados sobre os mini pilares antes (C) e após o corte (D).

Figura 3.4. Enceramento da PPF (A) e confecção da matriz em silicone para a padronização dos enceramentos (B - E).

O enceramento foi reduzido em todas as faces, o suficiente para permitir a aplicação da cerâmica (Figura 3.5), de modo que ela tenha espessura suficiente e garanta resistência adequada. Para a obtenção dos demais enceramentos das infraestruturas (n=24), foi necessário confeccionar uma nova matriz com silicone azul (Polglass), seguindo os mesmos passos apresentados nas figuras 3.4B, 3.4C, 3.4D e 3.4E, visando padronizar o formato e a quantidade de metal em infraestrutura.

Figura 3.5. Enceramento reduzido para infraestrutura metálica.

Na sequência, novos cilindros pré-fabricados com cinta metálica e base rotacional (Neodent) foram parafusados sobre os mini pilares (Neodent) com parafusos de trabalho, a matriz foi posicionada no modelo mestre e a cera liquefeita em plastificador com controle digital de temperatura (Wax Pot, Taiwan, China) mantida a 90° C foi injetada (Figuras 3.6A e 3.6B), obtendo-se assim, o enceramento da infraestrutura metálica. Após o resfriamento, a matriz foi removida e os enceramentos foram avaliados cuidadosamente quanto à reprodução dos detalhes. Este mesmo procedimento foi realizado para a obtenção dos 23 enceramentos restantes, referentes ao G1, G2 e G3.

Finalizados todos os enceramentos, os elementos 45 e 46 do G1 e G2 foram individualizados com lâmina de bisturi acoplado ao paralelômetro (Figuras 3.7A e 3.7B) para futura soldagem a laser e TIG, respectivamente.

Figura 3.6. Plastificador com controle digital de temperatura (A). Cera liquefeita sendo inserida na matriz com auxílio de conta gotas (B).

Figura 3.7. Lâmina de bisturi acoplada em um paralelômetro (A) para individualização dos 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 secando em temperatura ambiente (Figuras 3.8A e 3.8B).

A inclusão foi realizada em duas etapas. Inicialmente, o revestimento Heat Shock (Dentaurm, Ispringen, Alemanha) foi manipulado (200 g do pó, 41 ml do líquido e 4 ml de água destilada) em espátulador elétrico (Twister evolution, Renfert, Hilzinger, Alemanha) (Figura 3.8C) e pincelado cuidadosamente sobre a superfície interna e externa dos cilindros.

Na sequência, o anel foi completamente preenchido, sob vibração, para evitar a formação de bolhas (Figura 3.8D).

Figura 3.8. Enceramentos fixados à base formadora de cadinho (A) com anel de silicone posicionado (B) e preenchido com revestimento (D). Espatulador elétrico usado na manipulação do revestimento (C).

Após cerca de 40 minutos, o anel de silicone foi removido e os blocos de revestimento foram levados ao forno elétrico para expansão e eliminação da cera, empregando-se o seguinte ciclo térmico: 250°C na primeira hora, seguido da elevação da temperatura a 950°C com velocidade de aquecimento de 5°C/min. Após meia hora do final do ciclo foi realizado a fundição em centrífuga com acionamento elétrico (EDG Equipamentos, São Paulo, SP, Brasil).

Após o processo de fundição e adequado resfriamento do revestimento, as estruturas foram desincluídas com jatos de partículas de vidro (Polidental Indústria e Comércio Ltda., São Paulo, SP, Brasil) de granulação de 100 μm (pressão de 80 lib/pol²) (Figura 3.9A). 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 3.9B) e apenas pequenos nódulos e irregularidades foram removidos para permitir a adaptação das infraestruturas ao modelo (Figura 3.9C).

Na sequência, as infraestruturas fundidas, referentes aos grupos G1 e G2 (infraestruturas seccionadas) foram posicionadas no modelo mestre, recebendo um torque de 10 N.cm e soldadas, conforme descrito abaixo.

Figura 3.9. A – Infraestruturas metálicas desincluídas. B – Torno de alta rotação com discos *cut-off* usados na secção dos condutos de alimentação. C – Infraestrutura posicionada no modelo mestre.

Durante o processo de soldagem, seja a laser ou TIG, há geração de calor, o que pode comprometer a integridade do modelo mestre. Diante disso, um modelo em gesso tipo IV foi confeccionado, por meio de uma moldagem de transferência, usando transferentes de moldagem do implante cone morse (Neodent).

Para tanto, estes transferentes foram parafusados sobre os implantes e unidos entre si com brocas velhas e resina acrílica Pattern (GC Corporation, Tóquio, Japão) (Figura 3.10A). O modelo mestre foi fixado com fita adesiva na face interna da tampa de um recipiente plástico com uma abertura no fundo para o preenchimento com silicone (Silicone Master, Talladium) (Figura 3.10B). Manipulou-se o silicone durante 50 segundos e, em seguida, o recipiente foi preenchido, deixando a porção terminal dos parafusos dos transferentes expostos (Figura 3.10C). O modelo mestre foi removido após 60 minutos, obtendo-se um molde com as posições exatas do dente e implantes (Figura 3.10D).

Os implantes (Neodent) foram encaixados na matriz de silicone. Manipulou-se o gesso em espátulador elétrico (Twister evolution, Renfert) durante 50 segundos e, em seguida, a câmara do molde foi totalmente preenchida, esperando-se completar o processo de cristalização do gesso (Figuras 3.10E e 3.10F).

Por fim, foi confeccionada uma matriz em silicone de condensação (Zetalabor, Zhermak Dental, Rovigo, Itália) (Figura 3.10G) para que todas as infraestruturas metálicas fossem soldadas sempre na mesma posição e, para permitir melhor visualização na região inferior da secção transversal a ser soldada, um desgaste na região entre os implantes foi realizado (Figura 3.10H).

Figura 3.10. Etapas para a obtenção da matriz de silicone (A, B, C e D) e do modelo de gesso, sobre o qual as infraestruturas do G1 e G2 foram soldadas (E e F). Confeção de matriz em silicone de condensação para correto posicionamento das infraestruturas metálicas (G e H).

3.3.1.1 Soldagem a laser (G1)

As 8 infraestruturas referentes ao G1 (Figura 3.11A) foram posicionadas no modelo de gesso (Figura 3.11B), recebendo um torque de 10 N.cm para soldagem a laser. A máquina (Desktop, Dentauro, Ispringen, Alemanha) (Figura 3.11C) foi ajustada em 330V, pulso de 9ms e foco de -4 para soldagem na região mais interna da secção transversal, realizando-se inicialmente dois pontos de solda em regiões opostas e prosseguindo-se com soldagem das regiões restantes. Na sequência, a máquina foi novamente ajustada (330V, pulso de 15ms e foco de 12) para soldagem mais superficial da secção transversal.

Figura 3.11. A – Infraestrutura parafusada sobre os mini pilares cônicos (G1), no modelo mestre. B – Máquina de solda a laser. C – Infraestrutura soldada sobre modelo de gesso.

3.3.1.2 Soldagem TIG (G2)

As infraestruturas referentes ao G2 foram soldadas pelo processo TIG (do inglês “tungsten inert gas”), o qual se caracteriza por um arco elétrico entre um eletrodo não consumível de tungstênio e a peça de fusão com proteção gasosa. Esse processo foi realizado na máquina de soldagem de plasma (NTY 60k, Kermit, Indaiatuba, SP, Brasil) (Figura 3.12A) e os parâmetros utilizados (6V e 0,15s) foram baseados na metodologia adaptada do estudo de Castro *et al.* (2013). Assim, as infraestruturas foram colocadas na guia de soldagem e uma pinça de massa foi acoplada (Figura 3.12B). Em um ambiente de gás argônio, o eletrodo de tungstênio foi posicionado de 3 a 6 mm distante da infraestrutura para evitar a contaminação (Figura 3.12B). De forma semelhante ao processo de soldagem a laser, realizou-se inicialmente dois pontos de solda em regiões opostas e prosseguindo-se com soldagem das regiões restantes (Figura 3.12C).

Figura 3.12. Máquina de solda TIG (A) usada na soldagem de infraestruturas metálicas do G2 (B). Infraestrutura soldada sobre modelo de gesso (C).

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

O modelo mestre com encerramento parafusado sobre os mini pilares cônicos (Figura 3.5) foi escaneado, utilizando o scanner D700 (3Shape, Copenhagen, Dinamarca) e as infraestruturas foram usinadas pela fresadora Neodent Digital (Neodent). Por este processo foram confeccionadas 16 infraestruturas, sendo 8 de Co-Cr (Figura 3.13A) e 8 de Zr (Figura 3.13B).

Figura 3.13. Infraestruturas de Co-Cr (B) e zircônia (C) obtidas por meio do sistema CAD/CAM.

3.4 Obtenção dos modelos finais

Os modelos finais foram confeccionados em resina de poliuretano (Axson Technologies, Michigan, MI, EUA) e para padronização do posicionamento do dente e implantes foi utilizada a matriz de silicone Master (Silicone Master, Talladium, Curitiba, PR, Brasil) obtida a partir do modelo mestre, já confeccionada anteriormente, conforme mostra figuras 3.10A a 3.10E.

Os implantes (Neodent) foram encaixados na matriz de silicone, previamente à manipulação da resina. Na sequência, Resina de poliuretano F160 Polyol (Axson Technologies) e catalisador F160 Isocyanate (Axson Technologies), foi dosado na proporção de 1:1 (14,1g) em uma balança de precisão de 0,001 g (Bel engineering, Manza, Itália),

misturados durante 60 segundos e inserido no molde da matriz de silicone (Figura 3.14A). Após a completa polimerização da resina de poliuretano (40 minutos) o modelo foi removido (Figura 3.14B) e cortado com a máquina de precisão Isomet 1000 (Buehler, Lake Bluff, IL, EUA) nas dimensões adequadas (Figura 3.14C) para incluí-lo em uma base metálica circular, já que para o ensaio de ciclagem mecânica foi necessário ter esta conformação (Figura 3.14D).

Figura 3.14. Câmara do molde de silicone preenchida com resina de poliuretano (A). Modelo removido do molde após a completa polimerização do poliuretano (B), seccionado (C) e adaptado sobre a base metálica (D).

Após a obtenção deste novo modelo em resina de poliuretano, nova moldagem com *transfers* de moldeira aberta foi realizada, utilizando o mesmo *index* previamente confeccionado e seguindo metodologia descrita acima, para a obtenção de uma matriz com dimensões adequadas para o modelo final, a ser utilizado na máquina de ciclagem mecânica (Figuras 3.15A a 3.15D). Resina de poliuretano e catalisador foram novamente misturados,

inseridos na câmara do molde (Figura 3.15E) e, após 40 minutos, foram removidos (Figura 3.15F). Este mesmo procedimento foi realizado para a obtenção de 40 modelos (n=8).

Figura 3.15. Etapas para obtenção do molde a ser utilizado na confecção dos modelos finais.

Após a obtenção dos modelos finais, as infraestruturas fundidas pelo método convencional e usinadas foram parafusadas em seus respectivos modelos com torque de 10 N.cm (Figura 3.16).

Figura 3.16. Modelos finais com suas respectivas infraestruturas. Imagem representativa do G1 – Co-Cr soldada à laser (A), G2 – Co-Cr soldada pelo processo TIG (B), G3 – Co-Cr em monobloco (C), G4 – Co-Cr usinado (D) e G5 – Zr usinado (E).

Antes de qualquer acabamento e polimento, as infraestruturas foram avaliadas quanto à adaptação e passividade, tanto no modelo mestre (T_0) quanto no modelo final (T_1), conforme metodologia que será descrita na seção 3.8, para evitar que qualquer desgaste de borda comprometa a correta quantificação do desajuste.

3.5 Obtenção dos enceramentos das PPFs e prensagem da cerâmica

Antes do enceramento propriamente dito das PPFs, as infraestruturas metálicas (G1, G2, G3 e G4) foram submetidas ao acabamento superficial com discos ninja gold (Talmax) (Figura 3.17A) e pedras ninja branca (Talmax) (Figuras 3.17B e 3.17C), conforme recomendado pelo fabricante, para aplicação do opaco.

Figura 3.17. Acabamento da infraestrutura metálica referente ao G1, G2, G3 e G4, com discos ninja gold (A) e pedras ninja brancas (B e C).

As infraestruturas foram parafusadas em dois análogos de implantes e jateadas (Basic Classic, Reinfert) com partículas de óxido de alumínio de 150µm (Reinfert) (Figura 3.18A), sob pressão de 60 lib/pol². A utilização destes análogos teve como objetivo evitar o desgaste da margem do cilindro durante o jateamento e, com isso, comprometer a análise do desajuste vertical. Na sequência, as infraestruturas foram imersas em recipiente com álcool isopropílico e levados à cuba ultrassônica (Ultrasonic Cleaner, Odontobrás, Ribeirão Preto, SP, Brasil) (Figura 3.18B), onde permaneceram em agitação por 10 minutos. Antes de completar os 10 minutos, com a cuba ultrassônica ainda em funcionamento, as infraestruturas foram removidas, a fim de evitar a deposição de resíduos sobre as peças, por decantação.

Figura 3.18. Infraestrutura metálica submetida à jateamento com partículas de óxido de alumínio (A) e à agitação em cuba ultrassônica (B).

As infraestruturas (Figura 3.19A) foram secas com jatos de ar isento de humidade e óleo e, em seguida, levadas ao forno de cerâmica (Alumini Sinter Press, EDG Equipamentos, São Carlos, SP, Brasil) (Figura 3.19B) sobre um refratário (Figura 3.19C) para que a queima do óxido fosse realizada (degaseificação) (Figura 3.19D). Sob vácuo relativo, as infraestruturas foram colocadas a uma temperatura de 550°C, aumento-a progressivamente numa velocidade de 55°C/min. até atingir 970°C. Com a temperatura alcançada, o vácuo foi liberado e aguardou-se o resfriamento das infraestruturas para uma nova sequência de jateamento com partículas de óxido de alumínio e agitação com cuba ultrassônica, conforme descrita anteriormente e demonstrada na figura 3.18.

Figura 3.19. Preparo das infraestruturas para aplicação do opaco.

Nos grupos G1, G2, G3 e G4, o opaco (IPS In Line System, Ivoclar, Vivadent) foi aplicado sobre a infraestrutura metálica com auxílio de um pincel. Na sequência, elas foram levadas ao forno de cerâmica para a queima (Figura 3.20A), seguindo todas as recomendações do fabricante. Após aplicação e queima de duas camadas de opaco (Figura 3.20B), a infraestrutura estava pronta para enceramento e prensagem da cerâmica.

No G5 (infraestruturas de Zr), um primer específico para zircônia (ZirLiner, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) foi aplicado (Figura 3.20C), antes da confecção dos enceramentos e as infraestruturas foram levadas ao forno de cerâmica para a queima do prime, seguindo, também, as recomendações do fabricante.

Figura 3.20. A – Aplicação de duas camadas sequenciais de opaco sobre infraestruturas metálicas (A e B) e Zirliner sobre infraestruturas de zircônia (C).

Após aplicação das camadas de opaco e Zirliner, realizou-se o enceramento das PPFs (Figura 3.21A), utilizando a matriz previamente confeccionada, conforme mostra figura 3.4 e, para isso, as infraestruturas foram parafusadas sobre o modelo mestre, com torque de 10N.cm. O enceramento das PPFs foi realizado com cera orgânica (Rainbow, Porto Ferreira, SP, Brasil) fundida em plastificador com regulação digital de temperatura (Hotty Led, Renfert GmbH, Hilzinger, Alemanha).

Sprues principais (Ø3mm) confeccionados com a mesma cera orgânica (Rainbow) utilizada no enceramento foram posicionados sobre as cúspides vestibulares das coroas com inclinação de 45° a 60°. Adicionalmente, *sprues* acessórios (Ø2mm, amarelo) e curvos, foram posicionados na face lingual das coroas e unindo-se aos *sprues* principais na base do anel, com o objetivo de favorecer a circulação da cerâmica fluída durante a prensagem e diminuir os riscos de falhas (Figura 3.21B). Esse conjunto (prótese-*sprues*) foi posicionado no anel de silicone de 200g (Figura 3.21C), específico para cerâmica prensada do fabricante Ivoclar Vivadent.

A inclusão do anel foi realizada com revestimento fosfatado (Bellavest SH, BEGO, Bremen, Alemanha) (Figura 3.21D) e, conforme já descrito na secção 3.3.1 (inclusão para

fundição convencional), foi espatulado a vácuo (Twister evolution, Renfert), de acordo com as especificações do fabricante e usando a seguinte proporção: 200g do revestimento, 41 mL do líquido e 4 mL de água destilada). Após 45 minutos de cristalização, o conjunto foi removido do anel de silicone (Figura 3.21E) e levado ao forno convencional (EDG 3000, EDG Equipamentos) (Figura 3.21F) para a eliminação da cera, empregando-se o seguinte ciclo térmico: 300°C nos primeiros 30 minutos, seguido da elevação da temperatura a 800°C com velocidade de aquecimento de 20°C/min., permanecendo nesta temperatura por 1 hora.

Após a conclusão do ciclo térmico (recomendado para a queimada da cera e expansão do revestimento), o anel foi removido. Duas pastilhas de cerâmica In Line POM para infraestruturas metálicas (Uma Small e outra XSmall, cor A2, Ivoclar Vivadent) e 2 pastilhas para infraestruturas de zircônia (cor A2, IPS E.max ZirPress, Ivoclar Vivadent) foram colocadas no orifício do anel (Figura 3.21G), juntamente com o êmbolo (Figura 3.21H) e o conjunto levado imediatamente ao forno de prensagem (Alumini Sinter Press, EDG Equipamentos) (Figura 3.21I), para iniciar o ciclo de prensagem da cerâmica.

A prensagem teve uma duração média de 35 minutos e, após a conclusão deste processo, o conjunto foi resfriado lentamente em temperatura ambiente, compatibilizando o coeficiente de expansão térmica dos materiais metal/porcelana e zircônia/porcelana, garantindo, desta forma, a ausência de trincas na cerâmica. Após um período de 6 horas, as desinclusões foram feitas, utilizando jateamento com esferas de vidro de 50µm (Renfert) (Figura 3.21J e 3.21K). Os condutos de alimentação foram seccionados com discos flexíveis diamantados de dupla face (Discoflex, KG Sorensen, Cotia, SP, Brasil), o contato interproximal foi ajustado com auxílio de carbono (AccuFilm II, Parkell, EUA) e fio dental (Figura 3.21L) e o acabamento e polimento das PPFs foi realizado com pedras abrasivas, brocas diamantadas e pontas de borracha específicas (EVE Ernst Vetter GmbH, Pforzheim, Alemanha) (Figura 3.21M). Por este processamento técnico, foram obtidas 32 PPFs metalocerâmicas e 8 PPFs livres de metal (infraestrutura de zircônia) para serem submetidas ao ensaio de ciclagem termomecânica.

Após esta etapa, leituras de desajuste vertical (metodologia será descrita na seção 3.8) foram novamente realizadas sobre o modelo final (T₂), buscando verificar a influência da prensagem da cerâmica na desadaptação marginal das PPFs.

Figura 3.21. Etapas de enceramento propriamente dito das PPFs e prensagem da cerâmica. As infraestruturas metálicas e de zircônia foram submetidas ao enceramento com cera orgânica (A), inclusão (B, C, D e E), eliminação da cera em forno (F), prensagem (G, H e I), desinclusão (J e K) e acabamento e polimento (L).

3.6 Obtenção e ajuste dos antagonistas

Para a aplicação da carga durante o ensaio de ciclagem termomecânica, pontas que simulam a oclusão antagonista foram confeccionadas, por meio de um enceramento ideal dos dentes antagonistas (Rainbow) (Figura 3.22A), que favoreceu o engrenamento oclusal em máxima intercuspidação. Após o enceramento ideal, um molde de silicone de condensação (Zetalabor, Zhermak Dental) foi confeccionado (Figura 3.22B) para a padronização e reprodução das 40 pontas antagonistas (n=8).

Figura 3.22. Enceramento da arcada antagonista (A) e confecção de um molde para duplicação (B).

Dentro deste molde, foi vertida resina acrílica (Dencor 66, Clássico, São Paulo, SP, Brasil) (Figura 3.23A) e, após sua reação de polimerização, a ponta antagonista foi removida do molde (Figura 3.23B), realizando-se acabamento e polimento, bem como refinamento do ajuste oclusal com carbono (AccuFilm II, Parkell) (Figuras 3.23C e 3.23D).

Figura 3.23. Obtenção das pontas antagonistas em resina acrílica (A e B) e ajuste oclusal (C e D).

Imediatamente antes do ensaio de ciclagem termomecânica (T_2), o percentual de perda de torque dos parafusos de retenção protética foi avaliado, conforme metodologia que será descrita na secção 3.9.1.

Na sequência, o torque de 32 N.cm nos mini pilares e de 10 N.cm nos parafusos protéticos foram confirmados, os orifícios dos parafusos protéticos foram fechados com vedarosa (Figura 3.24A), o material restaurador provisório (Bioplic, Biodinâmica, Ibiporã, PR, Brasil) foi inserido nos orifícios com espátula 7 e pressão manual (Figura 3.24B) e para evitar uma possível alteração no ajuste oclusal já realizado, a polimerização ocorreu com o antagonista em posição.

Figura 3.24. Vedamento dos orifícios com veda-rosca (A) e restaurador provisório (B).

3.7 Ensaio de ciclagem termomecânica

Para o ensaio de ciclagem termomecânica, foi utilizada uma máquina simuladora de mastigação (GTF 100, Gervic, São Carlos, SP, Brasil) (Figura 3.25A), a qual foi configurada para operar com uma carga de 120 N e frequência de 2Hz (Kim *et al.*, 2009). Foram aplicados 1.200.000 ciclos, simulando aproximadamente 14 meses de utilização da peça protética (Ongthiemsak *et al.*, 2005). Durante o ensaio, as PPFs foram mantidas em água destilada e termocicladas com variação de temperatura entre 5°C, 37°C e 55°C.

Para que o engrenamento oclusal obtido fosse reproduzido quando as peças fossem posicionadas na máquina de ensaios, os antagonistas foram posicionados em oclusão sobre as próteses e os conjuntos foram unidos, com cera utilidade liquefeita (Cera Wilson, Polidental, Cotia, SP, Brasil) (Figura 3.25B). Esse conjunto foi, então, posicionado na base da máquina (Figura 3.25C), enquanto que o antagonista foi capturado na haste móvel superior com resina acrílica (Dencor 66, Clássico) (Figura 3.25D). Após a polimerização da resina, o antagonista, agora preso na haste superior, foi removido da máquina, realizando-se a limpeza da cera. Dessa forma, manteve-se o engrenamento oclusal preestabelecido.

Ao final da ciclagem termomecânica, o desajuste vertical das PPFs (T_3) (secção 3.8) e a perda de torque dos parafusos de retenção protética (tópico 3.9.2) foram reavaliados.

Figura 3.25. Máquina de ciclagem termomecânica (A). Etapas para a captura do antagonista na haste móvel superior (B, C e D).

3.8 Avaliação do desajuste vertical

A análise do desajuste vertical foi realizada em 4 momentos distintos: infraestruturas no modelo mestre (T_0) e no modelo de poliuretano (T_1); PPFs no modelo de poliuretano após a aplicação do revestimento cerâmico e imediatamente antes (T_2) e após (T_3) ciclagem termomecânica. As leituras foram realizadas com o auxílio de microscópio óptico comparador

(DFC 250, Leica Microsystems, Wetzlar, Alemanha) com precisão de 1 μm e aumento de 50 $\times$ (Figura 3.26A) e duas matrizes, sendo a primeira para avaliação do desajuste no modelo mestre que tem formato de bloco regular (Figura 3.26B) e a segunda para o modelo de poliuretano com formato circunferencial (Figura 3.26C).

Figura 3.26. Microscópio óptico comparador e software utilizados para quantificação do desajuste vertical (A) e matrizes para o modelo mestre (B) e de poliuretano (C).

Doze pontos de cada elemento foram mensurados, sendo três em cada face (vestibular, lingual, mesial e distal) (Figura 3.27). Para tanto, foi examinado o ajuste vertical entre a base

do cilindro protético e a base do Mini Pilar cônico, utilizando-se o método de Sheffield (Eisenman, 1997), que consiste em executar as leituras em 3 diferentes condições experimentais: (1) Molar e pré-molar parafusados – 10 N.cm; (2) Molar parafusado e pré-molar solto e (3) Molar solto e pré-molar parafusado. A primeira condição experimental avalia o desajuste propriamente dito e as duas outras verificam a passividade das infraestruturas/PPFs. Em todas as condições experimentais, os dois elementos tiveram o desajuste vertical quantificado. Para cada espécime, foi estabelecido o valor médio geral e por face para fins comparativos intra e intergrupo.

Figura 3.27. Fotomicrografia ilustrativa da avaliação do desajuste vertical em 3 pontos equidistantes.

3.9 Avaliação da perda torque (torque de afrouxamento)

A avaliação do torque de afrouxamento foi realizada imediatamente antes (T_2) e após (T_3) ciclagem termomecânica, tanto no 2º pré-molar quanto no 1º molar. Esta mensuração foi obtida com o auxílio de um torquímetro digital com precisão de 0,1 N.cm (TQ 680, Instrutherm Instrumentos de Medição Ltda., SP, Brasil) acoplado a um delineador modificado

(Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto – USP, Ribeirão Preto, SP, Brasil) (Figura 3.28A). O torquímetro foi posicionado no delineador de tal forma que a chave protética fosse utilizada verticalmente, padronizando a posição de avaliação do torque (Figura 3.28B).

Figura 3.28. A – Torquímetro digital acoplado ao delineador modificado. B – Imagem aproximada da chave protética adaptada ao parafuso protético.

3.9.1 Perda de torque antes da ciclagem mecânica (T_2)

Os parafusos de retenção protética do molar e pré-molar, sempre na mesma ordem, receberam um torque de 10 N.cm (torque inicial), conforme recomendado pelo fabricante e, após 10 minutos, foi verificado o torque de remoção (destorque inicial), utilizando a função “Peak”, a qual mostrou qual o maior torque atingido durante a remoção. Para calcular as porcentagens de perda de torque inicial foi utilizada a seguinte fórmula, conforme descrita no estudo de Park *et al.* (2010):

$$\text{Perda de torque inicial (\%)} = \frac{(\text{Torque inicial} - \text{Destorque inicial})}{\text{Torque inicial}} \times 100.$$

Na sequência, o parafuso protético foi retorqueado e, após 10 minutos, realizou-se o torque de confirmação (10 N.cm). Os modelos finais foram, então, levados à ciclagem termomecânica.

3.9.2 Perda de torque após ciclagem mecânica (T₃)

Após o ensaio de ciclagem termomecânica, os modelos foram removidos da máquina de ensaios e os torques de remoção dos parafusos de retenção protética foram aferidos novamente. Para calcular as porcentagens de perda de torque após a ciclagem foi utilizada a seguinte fórmula, também descrita no estudo de Park *et al.* (2010):

$$\text{Perda de torque final (\%)} = \frac{(\text{Torque de confirmação} - \text{Destorque final})}{\text{Torque de confirmação}} \times 100.$$

3.10 Ensaio mecânico de resistência à fratura do *cantilever*

Para a realização do ensaio mecânico de resistência à fratura do *cantilever*, cada modelo foi posicionado na máquina universal de ensaios mecânicos (EMIC, 2000DL, São José dos Pinhais, Brasil) (Figura 3.29A), utilizando uma célula de carga de 50 KN (5.000 kgf). O carregamento foi realizado em compressão simples com uma velocidade de aproximação de 0,5 mm/min.. Para isso, foi utilizada uma ponta aplicadora com 2,5 mm de diâmetro, posicionada no centro da coroa do *cantilever* (Figura 3.29B). A carga foi aplicada até que a falha catastrófica acontecesse na cerâmica de cobertura, componentes protéticos e/ou infraestrutura metálica ou de zircônia.

Figura 3.29. **A** – Máquina universal de ensaios mecânicos. **B** – Modelo posicionado com a ponta aplicadora de carga.

Após cada ensaio, as regulagens e o alinhamento da ponta aplicadora de carga foram novamente conferidos. A máquina foi regulada para aplicar forças de compressão em ordem crescente, em quilograma-força (Kgf). O computador acoplado à célula de carga foi programado para registrar a força máxima no momento da fratura, em Newton (N). O desempenho mecânico de cada peça protética foi registrado no computador na forma de curvas para a posterior construção dos gráficos.

3.11 Análise da distribuição de tensões por meio do método de fotoelasticidade

Uma nova PPF para cada grupo foi confeccionada, seguindo os mesmos passos descritos anteriormente (secção 3.3 e 3.5), para serem submetidas ao ensaio de fotoelasticidade. Adicionalmente, o molde para a confecção do modelo fotoelástico será o mesmo confeccionado anteriormente, conforme mostra figura 3.10.

Complementando, as réplicas dos dentes receberam uma cobertura de Impregum Soft (3M ESPE, Seefeld, Alemanha) em sua porção radicular, com o intuito de simular o ligamento periodontal (Rabitz *et al.*, 2006; Soares *et al.*, 2006) (Figura 3.30A). Para isso, a raiz do primeiro pré-molar foi imersa em banho de cera para escultura (Schuler Dental, Ulm) numa espessura aproximada de 300 μm (Hohmann *et al.*, 2007). As raízes com cera foram moldadas com silicone de adição (Flexitime, Heraeus Kulzer, Hanau, Alemanha) e após a

presa do material os dentes foram removidos, obtendo-se, desta forma, um molde padronizado para obtenção do ligamento periodontal simulado.

A réplica do primeiro pré-molar com ligamento periodontal em Impregum Soft (Figura 3.30A) e os implantes foram encaixados na matriz de silicone, previamente à manipulação da resina fotoelástica (Figura 3.30B).

Figura 3.30. **A** – Réplicas do primeiro pré-molar antes e após a imersão em cera e com ligamento periodontal confeccionado em Impregum. **B** – Molde de silicone com os implantes e réplica do dente em posição.

Resina fotoelástica do tipo Araldite GY279 e endurecedor Aradur 2963 (Huntsman, Everbeg, Bélgica), dosado na proporção de 2:1 (26 mL para 13 mL) foram cuidadosamente misturados, evitando-se incorporação de bolhas. A mistura foi, então, levada ao interior de uma câmara de vácuo durante 15 minutos para eliminação de pequenas bolhas resultantes da reação inicial entre os componentes da resina e procedeu-se com o preenchimento da câmara do molde de silicone (Figura 3.31A). Após a completa polimerização da resina fotoelástica em temperatura ambiente (72 horas), o modelo foi removido (Figura 3.31B) e a PPF parafusada (Figura 3.31C). Para evitar influências da manipulação e reação de polimerização da resina, foi confeccionado um único modelo fotoelástico para testar as PPFs dos 5 grupos.

Figura 3.31. Preenchimento da câmara do molde de silicone com a resina fotoelástica (A) e modelo fotoelástico (B) com PPF parafusada (C).

Dois modelos de pontas de aplicação de carga foram utilizados para produzir duas diferentes condições de carregamento na superfície oclusal das coroas: (1) Puntiforme, onde foi obtido com uma ponta simples para carregamento no *cantilever* (150 N); (2) Oclusal distribuído, onde foi obtido por uma ponta que simulou a oclusão antagonista em máxima intercuspidação habitual (MIH), com contatos simultâneos efetivos em todos os elementos (150 N) (Figura 3.32). A obtenção da ponta que simula a oclusão antagonista foi descrita na secção 3.6 (Figuras 3.22 e 3.23).

Figura 3.32. Aplicadores de carga puntiforme (esquerda) e oclusal distribuído (direita).

Os modelos fotoelásticos, juntamente com as pontas aplicadoras, foram levados ao polariscópio (GUNT, Gerätebau GmbH, Barsbüttel, Alemanha) (Figura 3.33A) para realização das análises qualitativa e quantitativa. Além disso, um dispositivo composto por uma célula de carga de 15 Kgf (Kratos, São Paulo, SP, Brasil) e um leitor de carga (IKE-01, Kratos) foi também acoplado ao polariscópio. Registros fotográficos de cada situação foram realizados com auxílio da câmera digital (HX-100, Sony, Tokio, Japão) acoplada a um tripé.

Inicialmente, os modelos fotoelásticos obtidos foram avaliados quanto 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) (Figura 3.33B) a 50° C por 10 minutos, para eliminação destas tensões, evitando interferências nos resultados, que poderiam comprometer a confiabilidade do método. Após a eliminação das tensões aguardou-se 10 minutos em temperatura de aproximadamente 23° C para o resfriamento do modelo antes da aplicação de carga. 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.

Figura 3.33. **A** – Polariscópio utilizado para análise dos modelos fotoelásticos.
B – Estufa usada para o relaxamento das tensões residuais.

Para 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, em que, 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 (Figura 3.34).

Figura 3.34. Ordem de franjas isocromáticas inteiras.

Para a análise quantitativa, o polariscópio foi ajustado para o modo de polarização plana, e foi acoplada ao conjunto uma lente de aumento de $10\times$ (Nikon, Tóquio, Japão). Sete pontos em cada simulação foram analisados, conforme mostra figura 3.35. 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 (6C, Nikon, Tóquio, Japão). As transparências foram colocadas em posição no modelo fotoelástico e foram realizadas perfurações nos pontos de interesse para posterior leitura de tensão.

Figura 3.35. Localização dos pontos onde as tensões foram quantificadas.

Os valores de ordem de franja (n) foram calculados em cada ponto por meio da leitura das ordens de franjas visualizadas no modelo fotoelástico, empregando o método de Senarmont (Nagib, 1999; Montarou, Gaylord, 2004).

Para aplicar o método de Senarmont, foi acoplada ao polariscópio uma lupa com aumento de 10 $\times$, a qual possui um filtro monocromático que permite visualizar apenas as cores preta e amarela. A cor preta representa as franjas isoclínicas, e a cor amarela à região intermediária entre as franjas. O modelo fotoelástico foi posicionado entre os filtros polarizadores. O filtro analisador foi alinhado ao segundo filtro polarizador. Identificou-se o ponto a ser lido e entre quais ordens de franja ele se encontrava. Girou-se o suporte com o modelo no sentido horário, até que uma franja isoclínica ficasse posicionada sobre o ponto a ser analisado, tornando-o escuro. A partir desta posição, referida em graus na escala de suporte, o modelo foi totalmente girado em mais 45° no sentido horário, e nessa posição o ponto tornou-se totalmente claro. O disco analisador, representativo das frações de ordens de franja (0,0 a 1,0 n), foi então girado no sentido horário até que uma franja isoclínica passasse novamente pelo ponto, tornando-o novamente escuro. Ao girar o analisador observou-se qual franja foi aproximada ao ponto para escurecê-lo. Como o ponto está localizado entre duas ordens de franjas, se a franja que se aproxima é a de maior ordem, o valor da fração medido na escala do analisador deve ser subtraído dessa franja. Ao contrário, se a que se aproxima é a de menor valor, o valor da fração medido na escala do analisador deve ser somado a esta menor franja. Este método permitiu localizar a exata ordem de franja para os pontos analisados.

Conhecendo a espessura (b) dos modelos fotoelásticos em milímetros, a constante óptica (K) da resina fotoelástica empregada no estudo em Brewsters, os valores de ordens de franja dos pontos estudados (n) e o comprimento de ondas (λ) para materiais plásticos (570nm), será aplicada a equação da Lei óptica das tensões, obtendo-se assim os valores das tensões principais (σ) em MPa para cada ponto, conforme mostra a Lei óptica das tensões:

$$\sigma = \frac{n \cdot \lambda}{b \cdot K}$$

3.12 Análise dos dados

Os dados referentes ao desajuste vertical, percentual de perda de torque e resistência à fratura do *cantilever* foram analisados, inicialmente, quanto a sua distribuição e homogeneidade por meio do Teste de Kolmogorov-Smirnov. Os resultados deste teste revelaram uma distribuição normal dos dados e, por isso, foram submetidos à análise inferencial por meio da Análise de variância (ANOVA) complementado pelo teste post-hoc de Bonferroni. Todas estas comparações foram feitas usando o software IBM Statistical Package for Social Sciences (IBM SPSS, versão 20.0, Chicago, IL, EUA), com um nível de significância de 5% ($\alpha < 0,05$).

No ensaio de fotoelasticidade, por se tratar de um único espécime por grupo ($n=1$), não foi realizada análise estatística. Ainda assim, as tensões foram comparadas qualitativa (análise das imagens, focando nas franjas e no padrão de distribuição de tensões) e quantitativamente em pontos pré-determinados (tensões em pontos pré-estabelecidos no modelo foram determinados em kPa) entre os diferentes grupos.

4. Resultados

4.1 Desajuste vertical

O desajuste vertical dos grupos foi avaliado em três diferentes condições experimentais. A primeira nos permitiu observar o desajuste vertical propriamente dito, quando os dois parafusos protéticos foram apertados até o torque indicado pelo fabricante (Tabela 4.1; Figuras 4.1, 4.2, 4.3 e 4.4) e as duas condições experimentais restantes permitiram avaliar a passividade das PPFs, quando o molar estava parafusado e pré-molar solto (2ª condição experimental, Tabela 4.2; Figuras 4.5, 4.6 e 4.7) e quando o molar estava solto e pré-molar parafusado (3ª condição experimental, Tabela 4.3; Figuras 4.8, 4.9 e 4.10).

Para as três condições experimentais a “two-way ANOVA” fez uma análise de interação “Tempo” (avaliar diferenças intragrupo em função do tempo [$T_0 \rightarrow T_1 \rightarrow T_2 \rightarrow T_3$]) “Grupo” (avaliar diferenças intergrupo para cada tempo [T_0, T_1, T_2, T_3]) e “Face*Grupo” (avaliar diferenças intragrupo e intergrupo, em função das faces [vestibular, mesial, distal e lingual]). Para aqueles casos em que houve diferença estatisticamente significativa na interação “Face*Grupo” ($p < 0,05$), os resultados foram expressos na forma de gráficos.

As infraestruturas foram avaliadas inicialmente, quanto ao desajuste e passividade, no modelo mestre (T_0) para determinar, exclusivamente, o efeito do material (Co-Cr e Zr) e do processo de obtenção destas infraestruturas (Fundição com/sem soldagem e CAD/CAM) na adaptação das infraestruturas sobre os mini pilares. Quando os dois parafusos de retenção protética foram apertados (Tabela 4.1), diferença significativa foi observada somente para o molar ($p = 0,036$), em que as infraestruturas obtidas por fundição convencional em monobloco (G3, $6,27 \pm 5,03 \mu\text{m}$) mostraram um desajuste vertical consideravelmente maior do que infraestruturas de Co-Cr obtidas por meio do sistema CAD/CAM (G4 $3,58 \pm 1,12 \mu\text{m}$) e semelhante às demais ($p > 0,05$). E essa diferença foi mais evidente na face vestibular, tanto intergrupo (Figura 4.4A) quanto intragrupo (Figura 4.4B).

Na análise da passividade em T_0 , o grupo de infraestruturas obtidas em monobloco (G3) apresentou maiores valores de desajuste vertical no elemento solto, tanto no molar da 2ª condição experimental ($67,86 \pm 28,39 \mu\text{m}$, Tabela 4.2), quanto no pré-molar da 3ª condição experimental ($31,28 \pm 21,97 \mu\text{m}$, Tabela 4.3) e, em ambas as situações, foram estatisticamente semelhantes aos grupos com soldagem a laser (G1) e TIG (G2) ($p > 0,05$) e diferente dos grupos obtidos por meio do sistema CAD/CAM (G4 e G5) ($p < 0,05$). Adicionalmente, diferença na interação “Face*Grupo” no molar solto da 3ª condição experimental foi observada ($p = 0,043$) (Figura 4.10).

Figura 4.1. Fotomicrografias ilustrativas do desajuste vertical das infraestruturas (T_0 e T_1) no molar (M) e pré-molar (PM) dos grupos G1 (laser), G2 (TIG), G3 (Monobloco), G4 (Co-Cr) e G5 (Zr), na primeira condição experimental (molar e pré-molar parafusados) (aumento de 50×).

Figura 4.2. Fotomicrografias ilustrativas do desajuste vertical das PPFs (T_2) no molar (M) e pré-molar (PM) dos grupos G1 (laser), G2 (TIG), G3 (Monobloco), G4 (Co-Cr) e G5 (Zr), na primeira condição experimental (molar e pré-molar parafusados) (aumento de 50 $\times$).

Figura 4.3. Fotomicrografias ilustrativas do desajuste vertical das PPFs (T_3) no molar (M) e pré-molar (PM) dos grupos G1 (laser), G2 (TIG), G3 (Monobloco), G4 (Co-Cr) e G5 (Zr), na primeira condição experimental (molar e pré-molar parafusados) (aumento de 50 $\times$).

Tabela 4.1. Média (μm) $\pm$ desvio padrão (dp) do desajuste vertical para os cinco grupos avaliados na 1ª condição experimental (molar e pré-molar parafusados), no modelo mestre (T_0) e de poliuretano antes da prensagem da cerâmica (T_1) e antes (T_2) e após (T_3) ciclagem termomecânica.

Grupo	T_0	T_1	T_2	T_3	$p^\S$ Tempo
Molar parafusado					
Laser (G1)	5,19 $\pm$ 1,70 AB ⁺	8,03 $\pm$ 10,35 Aa ⁺	13,01 $\pm$ 13,10 Aab	17,88 $\pm$ 14,92 Ab	<0,001
TIG (G2)	4,66 $\pm$ 2,25 AB ⁺	6,12 $\pm$ 3,32 ABa ⁺	10,32 $\pm$ 10,88 Aab	16,83 $\pm$ 16,11 Ab	<0,001
MB (G3)	6,27 $\pm$ 5,03 A ⁺	6,64 $\pm$ 4,68 ABa ⁺	12,06 $\pm$ 8,83 Aab	17,45 $\pm$ 14,60 Ab	<0,001
Co-Cr (G4)	3,58 $\pm$ 1,12 B ⁺	3,91 $\pm$ 1,91 Ba ⁺	8,55 $\pm$ 8,61 Aab	12,26 $\pm$ 11,48 Ab	<0,001
Zr (G5)	4,84 $\pm$ 1,78 AB ⁺	4,02 $\pm$ 0,96 Ba ⁺	10,07 $\pm$ 6,04 Ab	13,01 $\pm$ 10,75 Ab	<0,001
$p^\S$ Grupo	0,036	0,006	0,424	0,749	
Face*grupo	0,003	0,501	0,558	0,003	
Pré-molar parafusado					
Laser (G1)	6,67 $\pm$ 5,12 A ⁺	6,15 $\pm$ 1,92 Aa ⁺	17,67 $\pm$ 14,41 Ab	23,03 $\pm$ 13,72 Ab	<0,001
TIG (G2)	6,81 $\pm$ 6,00 A ⁺	6,80 $\pm$ 5,00 Aa ⁺	19,46 $\pm$ 16,11 Ab	22,57 $\pm$ 19,43 Ab	<0,001
MB (G3)	7,52 $\pm$ 11,57 A ⁺	7,86 $\pm$ 11,75 Aa ⁺	15,08 $\pm$ 13,18 Aab	21,00 $\pm$ 15,04 Ab	0,008
Co-Cr (G4)	3,77 $\pm$ 0,88 A ⁺	4,28 $\pm$ 1,92 Aa ⁺	8,01 $\pm$ 4,84 Aab	9,92 $\pm$ 6,48 Ab	0,002
Zr (G5)	5,22 $\pm$ 1,28 A ⁺	5,07 $\pm$ 1,94 Aa ⁺	11,46 $\pm$ 4,15 Ab	13,89 $\pm$ 7,71 Ab	<0,001
$p^\S$ Grupo	0,231	0,282	0,155	0,167	
Face*grupo	0,849	0,366	0,027	0,026	

[§] “Two-way ANOVA” com teste de Bonferroni para múltiplas comparações. Letras maiúsculas (colunas) e minúsculas ($T_1 \rightarrow T_2 \rightarrow T_3$) e símbolos ($T_0 \rightarrow T_1$) diferentes indicam diferença estatística significativa ($p < 0,05$).

Figura 4.4. Desajuste vertical (μm) no molar durante a 1ª condição experimental (molar e pré-molar parafusados) e no tempo T_0 , com valor de $p(\text{Face} \times \text{Grupo}) = 0,003$. Análise comparativa intergrupo (A) e intragrupo (B), por meio do teste de Bonferroni.

Figura 4.5. Fotomicrografias ilustrativas do desajuste vertical das infraestruturas (T_0 e T_1) no molar (M) e pré-molar (PM) dos grupos G1 (laser), G2 (TIG), G3 (Monobloco), G4 (Co-Cr) e G5 (Zr), na segunda condição experimental (molar parafusado e pré-molar solto) (aumento de 50 $\times$).

Figura 4.6. Fotomicrografias ilustrativas do desajuste vertical das PPFs (T_2) no molar (M) e pré-molar (PM) dos grupos G1 (laser), G2 (TIG), G3 (Monobloco), G4 (Co-Cr) e G5 (Zr), na segunda condição experimental (molar parafusado e pré-molar solto) (aumento de 50 $\times$).

Figura 4.7. Fotomicrografias ilustrativas do desajuste vertical das PPFs (T_3) no molar (M) e pré-molar (PM) dos grupos G1 (laser), G2 (TIG), G3 (Monobloco), G4 (Co-Cr) e G5 (Zr), na segunda condição experimental (molar parafusado e pré-molar solto) (aumento de 50 $\times$).

Tabela 4.2. Média (μm) $\pm$ desvio padrão (dp) do desajuste vertical para os cinco grupos avaliados na 2ª condição experimental (molar parafusado e pré-molar solto), no modelo mestre (T_0) e de poliuretano antes da prensagem da cerâmica (T_1) e antes (T_2) e após (T_3) ciclagem termomecânica.

Grupo	T_0	T_1	T_2	T_3	$p^\S$ Tempo
Molar parafusado					
Laser (G1)	6,00 $\pm$ 1,35 A ⁺	7,48 $\pm$ 2,87 Aa ⁺	15,73 $\pm$ 16,19 Ab	17,62 $\pm$ 14,08 Ab	<0,001
TIG (G2)	4,70 $\pm$ 3,46 AB ⁺	6,93 $\pm$ 5,51 Aa ⁺	11,95 $\pm$ 12,25 Aab	16,60 $\pm$ 17,65 Ab	<0,001
MB (G3)	6,24 $\pm$ 3,90 A ⁺	6,60 $\pm$ 2,95 Aa ⁺	15,58 $\pm$ 12,60 Ab	17,22 $\pm$ 14,58 Ab	<0,001
Co-Cr (G4)	3,36 $\pm$ 0,94 B ⁺	3,72 $\pm$ 1,16 Ba ⁺	9,10 $\pm$ 10,30 Ab	10,03 $\pm$ 9,77 Ab	<0,001
Zr (G5)	4,70 $\pm$ 1,64 AB ⁺	4,93 $\pm$ 1,62 ABa ⁺	22,58 $\pm$ 22,75 Ab	22,97 $\pm$ 27,91 Ab	<0,001
$p^\S$ Grupo	0,003	0,001	0,193	0,204	
Face*grupo	0,948	0,100	0,957	0,770	
Pré-molar solto					
Laser (G1)	59,13 $\pm$ 21,25 AB ⁺	66,40 $\pm$ 22,38 Aa ⁺	60,02 $\pm$ 30,94 ABa	51,48 $\pm$ 19,76 ABa	0,106
TIG (G2)	44,86 $\pm$ 29,52 AB ⁺	57,11 $\pm$ 23,34 ABa ⁺	76,49 $\pm$ 42,30 ABa	65,52 $\pm$ 32,03 Aa	0,002
MB (G3)	67,86 $\pm$ 28,39 A ⁺	74,84 $\pm$ 38,42 Aa ⁺	93,93 $\pm$ 42,59 Aa	74,07 $\pm$ 32,28 Aa	0,027
Co-Cr (G4)	37,29 $\pm$ 4,62 B ⁺	47,87 $\pm$ 26,85 Bab ⁺	58,56 $\pm$ 25,87 ABb	38,73 $\pm$ 18,52 Ba	<0,001
Zr (G5)	36,07 $\pm$ 14,71 B ⁺	24,44 $\pm$ 16,69 Ca ⁺	49,90 $\pm$ 27,30 Bb	37,02 $\pm$ 17,11 Ba	<0,001
$p^\S$ Grupo	0,001	0,026	0,017	0,001	
Face*grupo	0,553	0,264	0,786	0,134	

[§] “Two-way ANOVA” com teste de Bonferroni para múltiplas comparações. Letras maiúsculas (colunas) e minúsculas ($T_1 \rightarrow T_2 \rightarrow T_3$) e símbolos ($T_0 \rightarrow T_1$) diferentes indicam diferença estatística significativa ($p < 0,05$).

Figura 4.8. Fotomicrografias ilustrativas do desajuste vertical das infraestruturas (T_0 e T_1) no molar (M) e pré-molar (PM) dos grupos G1 (laser), G2 (TIG), G3 (Monobloco), G4 (Co-Cr) e G5 (Zr), na terceira condição experimental (molar solto e pré-molar parafusado) (aumento de 50 $\times$).

Figura 4.9. Fotomicrografias ilustrativas do desajuste vertical das PPFs (T_2) no molar (M) e pré-molar (PM) dos grupos G1 (laser), G2 (TIG), G3 (Monobloco), G4 (Co-Cr) e G5 (Zr), na terceira condição experimental (molar solto e pré-molar parafusado) (aumento de 50 $\times$).

Tabela 4.3. Média (μm) $\pm$ desvio padrão (dp) do desajuste vertical para os cinco grupos avaliados na 3ª condição experimental (molar solto e pré-molar parafusado), no modelo mestre (T_0) e de poliuretano antes da prensagem da cerâmica (T_1) e antes (T_2) e após (T_3) ciclagem termomecânica.

Grupo	T_0	T_1	T_2	T_3	$p^\S$ Tempo
Molar solto					
Laser (G1)	43,76 $\pm$ 21,56 A ⁺	46,57 $\pm$ 25,42 Aa ⁺	69,02 $\pm$ 34,76 ABb	-	0,001
TIG (G2)	25,98 $\pm$ 17,60 AB ⁺	37,23 $\pm$ 22,91 ABa ⁺	32,52 $\pm$ 23,49 Aa	-	0,115
MB (G3)	31,28 $\pm$ 21,97 A ⁺	51,85 $\pm$ 32,57 Aa ⁺	72,39 $\pm$ 46,13 Ba	-	<0,001
Co-Cr (G4)	9,41 $\pm$ 5,28 B ⁺	20,62 $\pm$ 13,05 Ba ⁺	57,56 $\pm$ 31,66 ABb	-	<0,001
Zr (G5)	8,91 $\pm$ 5,77 B ⁺	12,33 $\pm$ 10,46 Ba ⁺	43,21 $\pm$ 29,30 ABb	-	<0,001
$p^\S$ Grupo	0,001	0,001	0,020	-	
Face*grupo	0,043	0,108	0,147	-	
Pré-molar parafusado					
Laser (G1)	6,20 $\pm$ 4,46 A ⁺	7,39 $\pm$ 4,87 Aa ⁺	14,29 $\pm$ 12,91 ABb	-	<0,001
TIG (G2)	8,61 $\pm$ 12,13 A ⁺	9,52 $\pm$ 12,99 Aa ⁺	29,22 $\pm$ 28,88 Ab	-	<0,001
MB (G3)	10,52 $\pm$ 14,65 A ⁺	7,50 $\pm$ 13,12 Aa ⁺	17,22 $\pm$ 20,26 ABa	-	0,056
Co-Cr (G4)	3,82 $\pm$ 0,84 A ⁺	4,74 $\pm$ 4,59 Aa ⁺	10,85 $\pm$ 13,36 Bb	-	0,001
Zr (G5)	5,12 $\pm$ 1,17 A ⁺	6,51 $\pm$ 2,45 Aa ⁺	14,15 $\pm$ 12,38 ABb	-	<0,001
$p^\S$ Grupo	0,114	0,703	0,037	-	
Face*grupo	0,140	0,477	0,472	-	

[§] “Two-way ANOVA” com teste de Bonferroni para múltiplas comparações. Letras maiúsculas (colunas) e minúsculas ($T_1 \rightarrow T_2$) e símbolos ($T_0 \rightarrow T_1$) diferentes indicam diferença estatística significativa ($p < 0,05$).

Figura 4.10. Desajuste vertical (μm) no molar durante a 3ª condição experimental (molar solto e pré-molar parafusado) e no tempo T_0 , com valor de $p(\text{Face} \times \text{Grupo}) = 0,043$. Análise comparativa intergrupo (A) e intragrupo (B), por meio do teste de Bonferroni.

Em todas as condições experimentais para os cinco grupos avaliados, a moldagem de transferência usada para a obtenção dos modelos de poliuretano não alterou significativamente o desajuste vertical das infraestruturas, após a análise comparativa entre os tempos T_0 e T_1 ($T_0 \rightarrow T_1$) (Tabelas 4.1, 4.2 e 4.3). Na maioria dos casos, houve um aumento numérico, porém insignificante, do desajuste vertical em T_1 . Em outros casos foi observada uma redução, em especial no grupo de infraestruturas de Zr, nas três condições experimentais.

As pequenas modificações numéricas do desajuste vertical observadas após a moldagem de transferência (de T_0 para T_1) foram suficientes para gerar diferenças significantes entre os grupos em T_1 (análise vertical das letras maiúsculas), conforme descritas abaixo:

- (1) Grupo de infraestruturas soltadas a laser (G1: $8,03 \pm 10,35 \mu\text{m}$) se tornou estatisticamente diferente daqueles com infraestruturas confeccionadas por meio do sistema CAD/CAM (G4: $3,91 \pm 1,91 \mu\text{m}$; e G5: $4,02 \pm 0,96 \mu\text{m}$), no molar parafusado da 1ª condição experimental (Tabela 4.1);
- (2) Grupo de infraestruturas soldadas com TIG (G2: $6,93 \pm 5,51 \mu\text{m}$) se tornou estatisticamente diferente daquele com infraestruturas confeccionadas em Co-Cr por meio do sistema CAD/CAM (G4: $3,72 \pm 1,16 \mu\text{m}$), no molar parafusado da 2ª condição experimental (Tabela 4.2);
- (3) Grupos de infraestruturas fundidas convencionalmente (G1: $66,40 \pm 22,38 \mu\text{m}$; G2: $57,11 \pm 23,34 \mu\text{m}$; e G3: $74,84 \pm 38,42 \mu\text{m}$) se tornaram estatisticamente diferentes daqueles com infraestruturas confeccionadas em Zr por meio do sistema CAD/CAM (G5: $24,44 \pm 16,69 \mu\text{m}$), no pré-molar solto da 2ª condição experimental (Tabela 4.2);

A análise comparativa entre os tempos T_1 e T_2 ($T_1 \rightarrow T_2$) permitiu avaliar possíveis influências dos procedimentos laboratoriais de acabamento, polimento e tratamento superficial das infraestruturas, bem como da aplicação do revestimento cerâmico. Nessa perspectiva, em todos os grupos e em todas as condições experimentais, houve aumento numérico do desajuste vertical, sendo estatisticamente significante nas seguintes situações:

- (1) Grupo de PPFs com infraestruturas soldadas a laser (G1) no pré-molar parafusado (de $6,15 \pm 1,92 \mu\text{m}$ para $17,67 \pm 14,41 \mu\text{m}$) da 1ª condição experimental (Tabela 4.1);
- (2) Grupo de PPFs com infraestruturas soldadas a TIG (G2) no pré-molar parafusado (de $6,80 \pm 5,00 \mu\text{m}$ para $19,46 \pm 16,11 \mu\text{m}$) da 1ª condição experimental (Tabela 4.1);

- (3) Grupo de PPFs com infraestruturas em Zr (G5) no molar (de $4,02 \pm 0,96 \mu\text{m}$ para $10,07 \pm 6,04 \mu\text{m}$) e pré-molar (de $5,07 \pm 1,94 \mu\text{m}$ para $11,46 \pm 4,15 \mu\text{m}$) parafusados da 1ª condição experimental (Tabela 4.1);
- (4) Grupo de PPFs com infraestruturas soldadas a laser (G1) no molar parafusado (de $7,48 \pm 2,87 \mu\text{m}$ para $15,73 \pm 16,19 \mu\text{m}$) da 2ª condição experimental (Tabela 4.2);
- (5) Grupo de PPFs com infraestruturas em monobloco (G3) no molar parafusado (de $6,60 \pm 2,95 \mu\text{m}$ para $15,58 \pm 12,60 \mu\text{m}$) da 2ª condição experimental (Tabela 4.2);
- (6) Grupo de PPFs com infraestruturas em Co-Cr (G4) no molar parafusado (de $3,72 \pm 1,16 \mu\text{m}$ para $9,10 \pm 10,30 \mu\text{m}$) da 2ª condição experimental (Tabela 4.2);
- (7) Grupo de PPFs com infraestruturas em Zr (G5) no molar parafusado (de $4,93 \pm 1,62 \mu\text{m}$ para $22,58 \pm 22,75 \mu\text{m}$) e pré-molar solto (de $24,44 \pm 16,69 \mu\text{m}$ para $49,90 \pm 27,30 \mu\text{m}$) da 2ª condição experimental (Tabela 4.2);
- (8) Grupo de PPFs com infraestruturas soldadas a laser (G1) no molar solto (de $46,57 \pm 25,42 \mu\text{m}$ para $69,02 \pm 34,76 \mu\text{m}$) e pré-molar parafusado (de $7,39 \pm 4,87 \mu\text{m}$ para $14,29 \pm 12,91 \mu\text{m}$) da 3ª condição experimental (Tabela 4.3);
- (9) Grupo de PPFs com infraestruturas soldadas a TIG (G2) no pré-molar parafusado (de $9,52 \pm 12,99 \mu\text{m}$ para $29,22 \pm 28,88 \mu\text{m}$) da 3ª condição experimental (Tabela 4.3);
- (10) Grupo de PPFs com infraestruturas em Co-Cr (G4) no molar solto (de $20,62 \pm 13,05 \mu\text{m}$ para $57,56 \pm 31,66 \mu\text{m}$) e pré-molar parafusado (de $4,74 \pm 4,59 \mu\text{m}$ para $10,85 \pm 13,36 \mu\text{m}$) da 3ª condição experimental (Tabela 4.3);
- (11) Grupo de PPFs com infraestruturas em Zr (G5) no molar solto (de $12,33 \pm 10,46 \mu\text{m}$ para $43,21 \pm 29,30 \mu\text{m}$) e pré-molar parafusado (de $6,51 \pm 2,45 \mu\text{m}$ para $14,15 \pm 12,38 \mu\text{m}$) da 3ª condição experimental (Tabela 4.3);

Na análise do desajuste (1ª condição experimental – molar e pré-molar parafusados) após a aplicação do revestimento cerâmico (T_2), todos os grupos apresentaram-se estatisticamente semelhantes em si, com desajuste vertical variando entre $8,55 \pm 8,61 \mu\text{m}$ (G4, Co-Cr – CAD/CAM) e $13,01 \pm 13,10 \mu\text{m}$ (G1, Laser) no molar e entre $8,01 \pm 4,84 \mu\text{m}$ (G4, Co-Cr – CAD/CAM) e $19,46 \pm 16,11 \mu\text{m}$ (G2, TIG) no pré-molar (Tabela 4.1). Adicionalmente, diferença na interação “Face*Grupo” no pré-molar parafusado da 1ª condição experimental foi observada ($p=0,027$) (Tabela 4.1) e essa diferença foi verificada, principalmente, nas faces vestibular e lingual (Figura 4.11A) do grupo de PPFs com infraestruturas soldadas com TIG (G2) (Figura 4.11B). Por outro lado, na análise da passividade, diferença significativa foi

observada nos elementos com parafuso solto, especialmente no pré-molar do grupo de PPFs com infraestruturas em monobloco (G3: $93,93 \pm 42,59 \mu\text{m}$) em comparação ao grupo de PPFs com infraestruturas em Zr (G5: $49,90 \pm 27,30 \mu\text{m}$) (Tabela 4.2) e no molar do grupo de PPFs com infraestruturas em monobloco (G3: $72,39 \pm 46,13 \mu\text{m}$) em comparação ao grupo de PPFs com infraestruturas soldadas com TIG (G2: $32,52 \pm 23,49 \mu\text{m}$) (Tabela 4.3).

Figura 4.11. Desajuste vertical (μm) no pré-molar durante a 1ª condição experimental (molar e pré-molar parafusados) e no tempo T_2 , com valor de $p(\text{Face} \times \text{Grupo}) = 0,027$. Análise comparativa intergrupo (A) e intragruppo (B), por meio do teste de Bonferroni.

A análise comparativa entre os tempos T_2 e T_3 ($T_2 \rightarrow T_3$) permitiu detectar o efeito da ciclagem termomecânica sobre o desajuste vertical dos grupos. Na condição de desajuste, quando os parafusos foram todos apertados, a ciclagem não teve qualquer efeito significativo na adaptação marginal, embora numericamente tenha sido observado aumento no desajuste em todos os grupos (Tabela 4.1). Por outro lado, o efeito cumulativo da aplicação da cerâmica com a ciclagem termomecânica, por meio da análise comparativa entre T_1 e T_3 ($T_1 \rightarrow T_3$), foi responsável por alterações significativas de desajuste em todos os grupos (Tabela 4.1), tanto no molar, quanto no pré-molar.

Dessa forma, ao comparar os grupos após ciclagem termomecânica (análise vertical das letras maiúsculas em T₃), não se observou diferença estatística entre os grupos ($p=0,749$), embora PPFs com infraestruturas obtidas por meio de fundição convencional tenham sido associadas com desajustes verticais numericamente superiores (Tabela 4.1). As maiores diferenças descritas aqui foram intragrupo, com diferença significativa na interação “Face*Grupo”, tanto no molar ($p=0,003$) (Tabela 4.1; Figura 4.12) quanto no pré-molar ($p=0,026$) parafusados (Tabela 4.1; Figura 4.13).

A análise da figura 4.12, referente ao molar, permite observar que essas diferenças são mais significativas na face lingual dos grupos de PPFs com infraestruturas soldadas com TIG (G2) e face vestibular dos grupos em monobloco (G3). A figura 4.13, referente ao pré-molar, também indica diferenças no grupo de PPFs com infraestruturas soldadas com TIG (G2), com diferença somente entre as faces vestibular e mesial e entre as faces lingual e mesial.

Figura 4.12. Desajuste vertical (μm) no molar durante a 1ª condição experimental (molar e pré-molar parafusados) e no tempo T₃, com valor de $p(\text{Face} \times \text{Grupo}) = 0,003$. Análise comparativa intergrupo (A) e intragrupo (B), por meio do teste de Bonferroni.

Figura 4.13. Desajuste vertical (μm) no pré-molar durante a 1ª condição experimental (molar e pré-molar parafusados) e no tempo T_3 , com valor de $p(\text{Face} \times \text{Grupo}) = 0,026$. Análise comparativa intergrupo (A) e intragrupo (B), por meio do teste de Bonferroni.

De forma semelhante, na análise da passividade entre os grupos, a ciclagem termomecânica não teve efeito relevante no molar parafusado, pois em todos os grupos observou-se semelhança do ponto de vista estatístico, quando os tempos T_2 e T_3 ($T_2 \rightarrow T_3$) foram comparados. Todavia, a comparação entre T_1 e T_3 ($T_1 \rightarrow T_3$), em resposta ao efeito cumulativo da aplicação do revestimento cerâmico com a ciclagem termomecânica, mostrou diferença estatisticamente significativa em todos os grupos (Tabela 4.2). Por fim, no pré-molar solto, o desajuste vertical diminuiu em todos os grupos após a ciclagem termomecânica, porém a redução foi significativa somente nos grupos de PPFs com infraestruturas usinadas em Co-Cr (G4, de $58,56 \pm 25,87 \mu\text{m}$ em T_2 para $38,73 \pm 18,52 \mu\text{m}$ em T_3) e em Zr (G5, de $49,90 \pm 27,30 \mu\text{m}$ em T_2 para $37,02 \pm 17,11 \mu\text{m}$ em T_3) (Tabela 4.2).

4.2 Resistência à fratura no *cantilever*

As PPFs foram submetidas à compressão pontual no *cantilever*, sendo que as falhas e os valores médios de tensão máxima (N) e deformação (mm) observados durante o ensaio estão apresentadas nas tabelas 4.4, 4.5 e 4.6, respectivamente.

Em geral, todas as infraestruturas de zircônia (G5) sofreram falhas irreparáveis, na qual se observou fratura do *cantilever* em 7 corpos de prova (Tabela 4.4; Figura 4.14E) e fratura entre implantes em 1 corpo de prova (Tabela 4.4, Figura 4.14F), todos com deslocamento, atingindo resistência máxima a fratura de $277,47 \pm 39,10$ N (Tabela 4.5). Por outro lado, os grupos de PPFs com infraestruturas soldadas a TIG (G2), em monobloco (G3) e de Co-Cr obtidas por meio do sistema CAD/CAM (G4) apresentaram resistências máximas semelhantes ($p > 0,05$), variando entre $410,83 \pm 72,26$ N (G4) e $568,32 \pm 178,79$ N (G3) (Tabela 4.5). Nestes três grupos, a grande maioria dos corpos de prova não sofreu nenhuma falha visível (Tabela 4.4, Figura 4.14A) e, apenas duas fraturas de cerâmica foram observadas, uma no G2 e outra no G3 (Tabela 4.4, Figura 4.14B). Os resultados mais discrepantes foram observados no grupo de PPFs com infraestruturas soldadas a laser (G1), na qual foi constatada resistência máxima consideravelmente maior em relação aos outros grupos ($p < 0,05$; $963,00 \pm 374,70$ N) (Tabela 4.5), bem como fratura só de cerâmica ($n=2$) (Figura 4.14C) e associação de fratura da cerâmica com deformação visível e permanente do *cantilever* ($n=4$; $2,31 \pm 0,86$) (Figura 4.14D).

Tabela 4.4. Descrição das falhas nas PPFs ocorridas durante o ensaio de resistência à fratura no *cantilever*.

Corpo de prova (CP)	Grupos				
	Laser (G1)	TIG(G2)	Monobloco (G3)	Co-Cr (G4)	Zr (G5)
1	—	A	—	—	C
2	—	—	A	—	C
3	A	—	—	—	C
4	A/B	—	—	—	C
5	A	—	—	—	C
6	A/B	—	—	—	C
7	A/B	—	—	—	C
8	A/B	—	—	—	C

— Nenhuma alteração visível foi observada; ^A Fratura da cerâmica; ^B Deformação considerável e permanente do *cantilever*; ^C Fratura da infraestrutura com deslocamento.

Tabela 4.5. Média (N) $\pm$ desvio-padrão (dp), intervalo de confiança (95%) e categoria estatística da resistência à fratura no *cantilever* entre os grupos.

Grupos	Média $\pm$ dp	Intervalo de confiança para as médias (95%)		Categoria estatística	p [§]
		Lim. Inferior	Lim. Superior		
Laser (G1)	963,00 $\pm$ 374,70	649,74	1276,25	A	<0,001
TIG (G2)	451,83 $\pm$ 89,17	377,28	526,38	B	
Monobloco (G3)	568,32 $\pm$ 178,79	418,85	717,79	B	
Co-Cr (G4)	410,83 $\pm$ 72,26	350,41	471,24	B	
Zr (G5)	277,47 $\pm$ 39,10	244,78	310,15	C	

[§] “One-way ANOVA” com teste de Bonferroni para múltiplas comparações. Letras maiúsculas (colunas) e minúsculas (linhas) diferentes indicam diferença estatisticamente significativa (p<0,05).

Tabela 4.6. Média (mm) $\pm$ desvio-padrão (dp), intervalo de confiança (95%) e categoria estatística da deformação entre os grupos.

Grupos	Média $\pm$ dp	Intervalo de confiança para as médias (95%)		Categoria estatística	p [§]
		Lim. Inferior	Lim. Superior		
Laser (G1)	2,31 $\pm$ 0,86	1,60	3,03	A	<0,001
TIG (G2)	0,73 $\pm$ 0,17	0,59	0,87	B	
Monobloco (G3)	0,95 $\pm$ 0,42	0,60	1,30	B	
Co-Cr (G4)	0,63 $\pm$ 0,12	0,53	0,73	B	
Zr (G5)	0,39 $\pm$ 0,10	0,30	0,48	B	

[§] “One-way ANOVA” com teste de Bonferroni para múltiplas comparações. Letras maiúsculas (colunas) e minúsculas (linhas) diferentes indicam diferença estatisticamente significativa (p<0,05).

Figura 4.14. Falhas observadas durante o ensaio de resistência à fratura do *cantilever*. A – Nenhuma alteração visível. B – Fratura moderada da cerâmica (G2 e G3). C – Fratura extensa da cerâmica (G1). D – Fratura da cerâmica com deformação considerável e permanente do *cantilever* (G1). E – Fratura da infraestrutura com deslocamento do *cantilever* (G5). F – Fratura da infraestrutura com deslocamento entre implantes (G5)

Pela análise dos gráficos “tensão x deformação”, os corpos de prova (CPs) dos grupos seguiram um padrão semelhante (Figuras 4.16 a 4.19), com exceção do grupo de PPFs com infraestruturas soldadas a laser (G1) (Figura 4.15). Além disso, por intermédio da análise dos gráficos, ainda é possível confirmar a maior deformação no G1 ($2,31 \pm 0,86$ mm) (Tabela 4.6, Figura 4.15), enquanto que nos demais grupos, esta deformação não ultrapassou a média de 0,8 mm (Tabela 4.6, Figuras 4.16 a 4.19).

Figura 4.15. Gráfico “Tensão x deformação” para os corpos de prova (CP) do grupo de PPFs com infraestruturas soldadas a laser (G1).

Figura 4.16. Gráfico “Tensão x deformação” para os corpos de prova (CP) do grupo de PPFs com infraestruturas soldadas a TIG (G2).

Figura 4.17. Gráfico “Tensão x deformação” para os corpos de prova (CP) do grupo de PPFs com infraestruturas em monobloco (G3).

Figura 4.18. Gráfico “Tensão x deformação” para os corpos de prova (CP) do grupo de PPFs com infraestruturas de Co-Cr obtidas por meio do sistema CAD/CAM (G4).

Figura 4.19. Gráfico “Tensão x deformação” para os corpos de prova (CP) do grupo de PPFs com infraestruturas de Zr obtidas por meio do sistema CAD/CAM (G5).

4.3 Perda de torque

Os dados do percentual de perda de torque dos dentes molar e pré-molar foram obtidos imediatamente antes (T_2) e após (T_3) a ciclagem termomecânica, conforme fórmula descrita na metodologia (Tópico 3.9) e estão apresentados na tabela 4.7. A análise de variância (ANOVA) revelou ausência de significância estatística para o fator “Grupo” no molar ($p=0,116$) e no pré-molar ($p=0,334$), indicando que o percentual de perda de torque foi semelhante para todos os grupos, tanto antes quanto após a ciclagem termomecânica, como mostra análise vertical nas colunas (letras maiúsculas), atingindo valores percentuais médios de $41,37 \pm 12,43$ no pré-molar (Monobloco) e $45,76 \pm 9,19$ no molar (Monobloco), antes e após a ciclagem termomecânica, respectivamente.

Por outro lado, através da análise horizontal (letras minúsculas), a ciclagem termomecânica teve um efeito mais significativo no molar, pois houve aumento considerável de perda de torque em todos os grupos (com exceção do G2, $p>0,05$), especialmente no grupo de PPFs com infraestruturas em Co-Cr obtidas pelo sistema CAD/CAM (G4), na qual teve um aumento percentual de perda de torque em relação a T_2 de 65,89%, passando de $26,86 \pm 10,53$ (T_2) para $44,55 \pm 5,42$ (T_3). Em relação ao pré-molar, diferença estatisticamente significativa foi observada somente no grupo de PPFs com infraestruturas soldadas a laser (G1, $p<0,05$), com aumento percentual de perda de torque em relação à T_2 de 32,08%.

Tabela 4.7. Média e desvio padrão (dp) do percentual de perda de torque (%) do molar e pré-molar, imediatamente antes (T₂) e após (T₃) ciclagem termomecânica para os grupos avaliados.

Grupo	T ₂	T ₃
	Média±dp (%*)	Média±dp (%*)
Molar		
Laser (G1)	25,29±5,45 (0,0) Aa	38,62±8,06 (52,68) Ab
TIG (G2)	34,38±7,15 (0,0) Aa	36,06±7,27 (4,88) Aa
Monobloco (G3)	30,04±3,38 (0,0) Aa	45,76±9,19 (52,33) Ab
Co-Cr (G4)	26,86±10,53 (0,0) Aa	44,55±5,42 (65,89) Ab
Zr (G5)	32,05±7,17 (0,0) Aa	45,10±7,68 (40,71) Ab
Pré-molar		
Laser (G1)	30,55±12,65 (0,0) Aa	40,35±17,35 (32,08) Ab
TIG (G2)	33,77±4,28 (0,0) Aa	41,15±10,20 (21,88) Aa
Monobloco (G3)	41,37±12,43 (0,0) Aa	42,29±6,72 (2,21) Aa
Co-Cr (G4)	31,62±7,43 (0,0) Aa	38,19±7,53 (20,78) Aa
Zr (G5)	31,71±5,57 (0,0) Aa	39,44±4,83 (24,37) Aa
<p>p[§] Grupo 0,116</p> <p>p[§] Tempo*Grupo 0,039</p>		
<p>p[§] Grupo 0,334</p> <p>p[§] Tempo*Grupo 0,044</p>		

§ “Two-way ANOVA” com teste de Bonferroni para múltiplas comparações. Letras maiúsculas (colunas) e minúsculas (linhas) diferentes indicam diferença estatisticamente significativa (p<0,05).

* Aumento percentual da perda de torque em relação ao tempo anterior.

4.4 Fotoelasticidade

O ensaio de fotoelasticidade foi realizado com um único modelo ($n=1$) para cada grupo. Antes da instalação da PPF, bem como de qualquer carregamento oclusal, o modelo foi posicionado no polariscópio para detectar possíveis tensões residuais que poderiam comprometer a viabilidade do ensaio. Assim, a análise da figura 4.20 mostrou ausência de tensões residuais nos modelos.

Figura 4.20. Modelo fotoelástico com ausência de tensões residuais, antes da instalação da PPF.

4.4.1 Apertamento dos parafusos de retenção protética

Tensões geradas pelo apertamento dos parafusos (10 N.cm) foram observadas em todos os grupos, conforme mostra análise qualitativa da figura 4.21. Pela análise desta figura, as tensões se concentraram em maior intensidade na região apical do molar implantado e na região entre os implantes, especialmente no G2 (soldagem TIG) e G3 (Monobloco) e em menor intensidade nos grupos de PPFs com infraestruturas obtidas por meio do sistema CAD/CAM (G4 e G5). Estes resultados podem ser confirmados pela análise quantitativa constante na tabela 4.8 e figura 4.22, onde se observou altos valores de tensão na cervical dos implantes (pontos 2, 4 e 5) e apical do molar implantado (ponto 6).

Complementando a análise quantitativa, os resultados revelaram, em termos gerais, valores médios de tensão próximos entre os grupos, variando entre 91,14 kPa (G5, Zr) e 140,85 kPa (G3, Monobloco), conforme mostra média da tabela 4.8 e análise gráfica da figura 4.22.

Figura 4.21. Tensões geradas nos modelos fotoelásticos após torque de 10 N.cm nos parafusos de retenção protética de PPFs com infraestruturas fundidas convencionalmente e soldadas a laser (G1), TIG (G2) e em monobloco (G3) e obtidas por meio do sistema CAD/CAM em Co-Cr (G4) e Zr (G5).

Tabela 4.8. Tensões (kPa) quantificadas em 7 pontos pré-determinados do modelo e média geral, após torque de 10 N.cm nos parafusos de retenção protética das PPFs.

Elemento	Ponto	Grupos				
		Laser (G1)	TIG (G2)	Monobloco (G3)	Co-Cr (G4)	Zr (G5)
Dente	1	72,70	2,48	17,4	17,40	81,81
2º Pré-molar	2	119,83	71,90	346,3	346,30	106,60
	3	99,17	249,57	88,4	88,42	50,41
	4	134,70	148,75	217,3	217,34	114,87
1º molar	5	157,01	297,50	62,0	61,98	40,49
	6	231,39	76,03	220,6	220,65	189,24
	7	116,52	100,82	33,9	33,88	54,54
Média		133,05	135,29	140,85	112,03	91,14

¹ Região apical do dente; ² Região cervical entre dente e 2º pré-molar implantado; ³ Região apical do 2º pré-molar implantado; ^{4 e 5} Região cervical entre os implantes; ⁶ Região apical do 1º molar implantado; ⁷ Região cervical e distal do 1º molar implantado.

Figura 4.22. Gráfico representativo das tensões (kPa) geradas nos 7 pontos pré-determinados e média geral de acordo com os grupos, após torque de 10 N.cm nos parafusos de retenção protética das PPFs.

4.4.2 Carregamento puntiforme no *cantilever*

A distribuição de tensões nos modelos fotoelásticos para todos os grupos, quando submetidos ao carregamento puntiforme no *cantilever* (150 N), estão ilustradas na figura 4.23 e a análise quantitativa está representada na tabela 4.9 e figura 4.24.

A análise qualitativa mostrou um aumento na concentração de tensões, sobretudo na região apical do molar implantando de todos os grupos. Essa concentração de tensões foi mais evidente no G1 (laser) e G3 (monobloco) e menos intensa nos grupos de PPFs obtidas por meio do sistema CAD/CAM (G4 e G5) (Figura 4.23).

Figura 4.23. Tensões geradas nos modelos fotoelásticos após carregamento puntiforme no *cantilever* (150 N) de PPFs com infraestruturas fundidas convencionalmente e soldadas a laser (G1), TIG (G2) e em monobloco (G3) e obtidas por meio do sistema CAD/CAM em Co-Cr (G4) e Zr (G5).

Na análise quantitativa, os maiores valores de tensão foram observados na região apical (pontos 3 e 6), principalmente no molar implantado (ponto 6), atingindo 761,10 kPa no

G1 (laser) e 746,23 kPa no G3 (monobloco) (Tabela 4.9, Figura 4.24). Adicionalmente, em termos gerais médios, PPFs com infraestruturas em zircônia (G5, 256,65 kPa) e Co-Cr (G4, 272,35 kPa) apresentaram as menores intensidades de tensão, enquanto que PPFs com infraestruturas em monobloco (G3, 360,07 kPa) e soldadas a laser (G4, 359,95 kPa) associadas com maior intensidade de tensão (Tabela 4.9, Figura 4.24).

Tabela 4.9. Tensões (kPa) quantificadas em 7 pontos pré-determinados do modelo e média geral, após carregamento puntiforme no *cantilever* (150 N).

Elemento	Ponto	Grupos				
		Laser (G1)	TIG (G2)	Monobloco (G3)	Co-Cr (G4)	Zr (G5)
Dente	1	74,38	49,58	115,69	38,84	33,06
2º Pré-molar	2	289,24	106,60	361,96	99,99	121,48
	3	388,40	505,75	390,06	358,65	295,85
	4	345,43	267,75	332,21	259,49	260,31
1º molar	5	281,80	221,47	219,82	273,53	152,06
	6	761,10	538,81	746,23	483,44	599,13
	7	379,31	546,24	354,52	392,53	334,69
Média		359,95	319,46	360,07	272,35	256,65

¹ Região apical do dente; ² Região cervical entre dente e 2º pré-molar implantado; ³ Região apical do 2º pré-molar implantado; ^{4 e 5} Região cervical entre os implantes; ⁶ Região apical do 1º molar implantado; ⁷ Região cervical e distal do 1º molar implantado.

Figura 4.24. Gráfico representativo das tensões (kPa) geradas nos 7 pontos pré-determinados e média geral de acordo com os grupos, após carregamento puntiforme no *cantilever* (150 N).

4.4.3 Carregamento oclusal distribuído

A distribuição de tensões nos modelos fotoelásticos para todos os grupos, quando submetidos ao carregamento oclusal distribuído (150 N), estão ilustradas na figura 4.25 e a análise quantitativa está representada na tabela 4.10 e figura 4.26.

Figura 4.25. Tensões geradas nos modelos fotoelásticos após carregamento oclusal distribuído (150 N) de PPFs com infraestruturas fundidas convencionalmente e soldadas a laser (G1), TIG (G2) e em monobloco (G3) e obtidas por meio do sistema CAD/CAM em Co-Cr (G4) e Zr (G5).

Do ponto de vista qualitativo, houve melhor distribuição de tensões quando comparado ao carregamento puntiforme. A intensidade de tensão ainda é maior no molar implantado, principalmente no G1 e G3 (Figura 4.25). Esses resultados são confirmados por meio da análise quantitativa, em que se observou maior concentração de tensões no molar implantado, sobretudo na região apical, atingindo valores superiores a 600 kPa (G1 e G3) (Tabela 4.10; Figura 4.26)

Tabela 4.10. Tensões (kPa) quantificadas em 7 pontos pré-determinados do modelo e média geral, após carregamento oclusal distribuído (150 N).

Elemento	Ponto	Grupos				
		Laser (G1)	TIG (G2)	Monobloco (G3)	Co-Cr (G4)	Zr (G5)
Dente	1	94,21	29,75	191,72	58,67	91,73
2° Pré-molar	2	157,01	103,30	374,35	77,68	110,74
	3	334,69	373,53	323,12	49,58	121,48
	4	95,86	249,57	148,75	148,75	131,40
1° molar	5	194,20	280,15	148,75	223,13	71,07
	6	619,79	463,60	652,85	429,72	422,28
	7	211,56	347,08	277,67	356,17	201,64
Média		243,90	263,85	302,46	191,96	164,33

¹ Região apical do dente; ² Região cervical entre dente e 2° pré-molar implantado; ³ Região apical do 2° pré-molar implantado; ^{4 e 5} Região cervical entre os implantes; ⁶ Região apical do 1° molar implantado; ⁷ Região cervical e distal do 1° molar implantado.

Figura 4.26. Gráfico representativo das tensões (kPa) geradas nos 7 pontos pré-determinados e média geral de acordo com os grupos, após carregamento oclusal distribuído (150 N).

5. Discussão

A prótese parcial fixa (PPF) suportada por implantes tem sido considerada a principal opção de tratamento na reabilitação de pacientes desdentados parciais, devido a alta taxa de sucesso observada em estudos clínicos (Misch *et al.*, 2006; Srinivasan, Padmanabhan, 2008; Koo *et al.*, 2010; Wittneben *et al.*, 2014) e o uso desta modalidade de tratamento tem aumentando consideravelmente nos últimos anos, em resposta aos avanços na área que a tem tornado acessível do ponto de vista técnico e de custo final (Wittneben *et al.*, 2014). Entretanto, ainda encontramos relatos de complicações relacionadas à reabilitação oral com próteses implantossuportadas, tais como afrouxamento, soltura e fratura de parafusos de retenção protética, fraturas do material de revestimento estético (Lee *et al.*, 2011; de Torres *et al.*, 2011; Ha *et al.*, 2011; Moris *et al.*, 2017), bem como complicações dos tecidos moles e duros circundantes (Lee *et al.*, 2011; de Torres *et al.*, 2011; Ha *et al.*, 2011). Na maioria das vezes, estas complicações são decorrentes dos diversos procedimentos laboratoriais pelos quais uma prótese é submetida (Sahin, Cehreli, 2001).

Os procedimentos clínicos usados para avaliação do ajuste de PPFs tem baixa capacidade de reprodutibilidade, sendo baseado na visualização direta de imagens radiográficas e sensibilidade tátil, os quais não são controlados e confiáveis (Neves *et al.*, 2014a). Por outro lado, os métodos laboratoriais, por fornecerem resultados com alta precisão, eliminam os problemas observados nos métodos clínicos e devem ser usados, pois possibilitam o entendimento do comportamento biomecânico desta modalidade reabilitadora (Abduo *et al.*, 2010). Dentre os métodos laboratoriais conhecidos, a estereomicroscopia além de garantir um contraste adequado que permite visualização entre os materiais (metal/metal, metal/zircônia e metal/porcelana) (Mendes, 2015), é bastante utilizado na avaliação do desajuste vertical entre infraestrutura/PPF e intermediário/implante, conforme utilizado em vários estudos (Torsello *et al.*, 2008; de Aguiar *et al.*, 2009; Farina *et al.*, 2010; Bianchini *et al.*, 2011; de Torres *et al.*, 2011; Oliveira, 2013; Katsoulis *et al.*, 2014; Lencioni *et al.*, 2015; Spazzin *et al.*, 2016; Moris *et al.*, 2017) e, por estes motivos, foi o método escolhido neste trabalho.

Alguns autores afirmam que passividade absoluta é impossível de ser obtida (Pak *et al.*, 2010; Karl, Taylor, 2016) e mesmo sabendo que a adaptação marginal é um importante indicador do sucesso clínico, pois diminui a infiltração bacteriana, distribui tensões adequadamente e reduz a incidência de perda óssea marginal (Pak *et al.*, 2010), ainda não há um consenso a respeito do desajuste considerado “cl clinicamente aceitável”. Alguns estudos

indicam que um desajuste igual ou inferior a 120 μm é clinicamente aceitável (Gonzalo *et al.*, 2008; Beuer *et al.*, 2009; Bayramoğlu *et al.*, 2015), mas outros estudos apontam que o limite máximo é de 100 μm (Reich *et al.*, 2008; Keshvad *et al.*, 2011). Baseado nestes valores máximos de desajuste vertical observados na literatura, os resultados do presente estudo estão todos dentro do limite considerado “clinicamente aceitável”, conforme observado nas tabelas 4.1, 4.2 e 4.3, atingindo valor máximo de $93,93 \pm 42,59 \mu\text{m}$ no grupo de infraestruturas em Monobloco (G3, pré-molar solto e no T₂). Entretanto, conforme discute Mendes (2015), o termo “clinicamente aceitável” deve, aos poucos, ser abolido, pois é imperativo destacar que os níveis de desajuste devem sempre ser os menores possíveis e que quanto maior a tecnologia empregada, espera-se que os desajustes, de fato, sejam reduzidos.

Outra questão importante, diz respeito à análise do desajuste vertical, quando todos os parafusos da PPF estão apertados. Nesta condição experimental, valores muito baixos de desajuste vertical foram observados em todos os tempos avaliados, atingindo máximo de $23,03 \pm 13,72 \mu\text{m}$ no grupo de PPF com infraestrutura soldada a laser (G1, pré-molar solto e no T₃) (Tabela 4.1) e, embora tenham sido constatadas algumas diferenças estatisticamente significantes intra (linhas) e intergrupos (colunas), principalmente no molar parafusado, devemos interpretar estes resultados com cautela, pois estas diferenças foram numericamente pequenas e, talvez, até mesmo, irrelevantes do ponto de vista clínico. Além disso, um nível aceitável de desajuste vertical não garante que infraestruturas implantossuportadas possuam uma adaptação passiva, isto porque, quando se aperta todos os parafusos, inevitavelmente, o ajuste é alcançado, levando a uma falsa conclusão de alta passividade, mas, em contrapartida, uma tensão é induzida à conexão prótese/implante e ao osso circundante (Abduo, Swain, 2012; Abduo *et al.*, 2012; Barbi *et al.*, 2012; de Araújo *et al.*, 2015).

Estas consequências foram observadas e justificadas por alguns estudos que avaliaram a distribuição de tensões peri-implantares (Bacchi *et al.*, 2013; de Araújo *et al.*, 2015; Tonin, 2017) e a perda óssea marginal por meio de análise radiográfica (Pozzi *et al.*, 2014). Portanto, muito mais importante do que observar o desajuste quando todos os parafusos estão apertados, é avaliar a condição de passividade pela técnica do parafuso solto, conforme 2ª e 3ª condição experimental realizadas nesse estudo (Tabelas 4.2 e 4.3). A esta técnica dá-se o nome de Sheffield (Eisenman, 1997), que consiste em verificar, neste caso específico de dois implantes, o desajuste vertical da interface PPF/pilar nos dois elementos, quando a PPF está parafusada em apenas um implante. Diferença significativa entre o elemento parafusado e

solto foi observado por Oliveira (2013) e Karl e Taylor (2016), confirmando a hipótese de que passividade absoluta, de fato, é um aspecto difícil de ser obtido.

Nesse contexto, infraestruturas fundidas convencionalmente podem sofrer falhas e distorções durante moldagem, enceramento, inclusão, queima da cera, fundição propriamente dita da liga, acabamento e polimento (Hämmerle *et al.*, 2009; Kapos *et al.*, 2009; Drago *et al.*, 2010; Oliveira, 2013; de Araújo *et al.*, 2015). Da mesma forma, a precisão da adaptação de infraestruturas obtidas por meio do sistema CAD/CAM pode ser influenciada, em menor proporção, pelos procedimentos de escaneamento, moldagem de transferência e fresagem (Song *et al.*, 2013; Borba *et al.*, 2013; de Araújo *et al.*, 2015). Com base nestas considerações, a primeira hipótese testada, buscou verificar o efeito exclusivo do processo de obtenção de infraestruturas, desconsiderando, portanto, a possível influência da moldagem de transferência, já que foi sobre o modelo mestre onde foram realizadas as etapas de enceramento de todas as infraestruturas e também sobre o qual foi realizado o escaneamento para posterior fresagem em sistema CAD/CAM. Assim, a hipótese de que não haveria diferença no desajuste vertical de infraestruturas avaliadas sobre o modelo mestre (T_0), imediatamente à confecção, foi negada. Infraestruturas confeccionadas por fundição convencional e, em especial em monobloco (G3), foram associadas com maiores desajustes verticais quando comparadas àquelas infraestruturas obtidas por meio do sistema CAD/CAM, sobretudo quando a passividade foi avaliada na 3ª condição experimental (molar solto e pré-molar parafusado) (Tabela 4.3). De forma similar, alguns estudos também avaliaram o efeito do método de confecção de infraestruturas e constataram valores de desajuste vertical consideravelmente inferiores, quando confeccionadas por meio do sistema CAD/CAM (Drago *et al.*, 2010; Almasri *et al.*, 2011; Sierraalta *et al.*, 2012; Katsoulis *et al.*, 2014; de Araújo *et al.*, 2015; de França *et al.*, 2017). Estes resultados podem ser explicados pelo alto potencial de controle e reprodutibilidade do sistema CAD/CAM que, ao reduzir etapas, exclui a introdução de erros que normalmente ocorre em fundição convencional, nas etapas de inclusão, eliminação da cera, fundição da liga metálica, acabamento e polimento (Hämmerle *et al.*, 2009; Kapos *et al.*, 2009; Drago *et al.*, 2010; Oliveira, 2013; de Araújo *et al.*, 2015). As falhas inerentes ao processamento de infraestruturas fundidas convencionalmente podem explicar a maior variabilidade (maiores desvios-padrões) encontrada nos grupos G1, G2 e G3, ao passo que nos grupos CAD/CAM, essa variabilidade foi bem menor, sendo inferior a 6 μm , conforme análise de T_0 nas tabelas 4.1, 4.2 e 4.3.

O tipo de material (Co-Cr ou Zr) parece não exercer influência sobre o desajuste vertical de infraestruturas obtidas por meio do sistema CAD/CAM, conforme resultados obtidos neste estudo, onde foi verificado que não houve diferença estatisticamente significativa ($p>0,05$) nas três condições experimentais avaliadas (Tabelas 4.1, 4.2 e 4.3). Resultados semelhantes ao presente estudo também foram observados por Katsoulis *et al.* (2014), que avaliaram o desajuste vertical, pela técnica de Sheffield, de infraestruturas de próteses do tipo protocolo confeccionadas em titânio e Zr por meio de CAD/CAM e Co-Cr fundida convencionalmente. Eles constataram aumento significativo de desajuste vertical somente no grupo de infraestruturas de Co-Cr fundidas convencionalmente. Entretanto, outros estudos (Reich *et al.*, 2005; de Araújo *et al.*, 2015; de França *et al.*, 2017) observaram altos desajustes verticais em infraestruturas confeccionadas em Zr e os autores destes estudos sugerem que o processo de sinterização pelo qual a zircônia é submetida após a fresagem, resulta nas diferenças de desajuste vertical entre infraestruturas de Zr e Co-Cr. Para ser mais específico, durante o processo de sinterização as infraestruturas de zircônia encolhem cerca de 20 a 25%, para resultar em uma peça com resistência e propriedades físicas adequadas para uso em cavidade oral. Esta contração gera alterações dimensionais micrométricas que podem ocorrer em diferentes direções e que, infelizmente, não são totalmente controladas (de Araújo *et al.*, 2015). Além disso, o sucesso desta compensação numérica depende, fundamentalmente, da composição e homogeneidade da zircônia pré-sinterizada (de Araújo *et al.*, 2015). O ideal seria usar blocos de zircônia totalmente sinterizados para produzir próteses mais precisas, todavia, esta condição está associada ao grande desgaste das brocas de fresagem e demanda muito tempo de trabalho (Okutan *et al.*, 2006; Reich *et al.*, 2005; Borba *et al.*, 2013; Mendes, 2015). Mesmo diante destas considerações, clinicamente, as diferenças micrométricas observadas nestes estudos não representam um problema para o uso da zircônia como material de infraestrutura, além disso, a comprovada biocompatibilidade, diminuição da adesão bacteriana, propriedades químicas favoráveis, alta resistência à flexão e melhor estética em comparação com a liga Co-Cr, torna-o um material alternativo para estruturas de três unidades implantossuportadas (de Araújo *et al.*, 2015) e, do ponto de vista de tensões, tem melhor distribuição quando comparada àquelas fundidas convencionalmente, conforme os estudos de Katsoulis *et al.* (2014) e Tonin (2017).

Adicionalmente, o desajuste vertical das infraestruturas soldadas não foi tão diferente daquelas obtidas por meio do sistema CAD/CAM. Entretanto, além da questão da

variabilidade que é mais favorável em infraestruturas obtidas por meio do sistema CAD/CAM, a qualidade de acabamento da margem é incontestável. Além disso, o acabamento e polimento das infraestruturas metálicas fundidas convencionalmente para as fases subsequentes de aplicação do opaco tornam-as mais susceptíveis ao desgaste da margem do cilindro protético, conforme mostra análise qualitativa das imagens deste estudo (Figura 5.1).

Figura 5.1. Fotomicrografias ilustrativas dos desgastes nas margens dos cilindros protéticos em menor (A e B) e maior (C e D) proporção (Aumento de 50×).

Esta condição merece uma atenção especial, pois, muitas vezes, maiores desajustes cervicais são atribuídos ao método de fundição convencional, mas não se considera o efeito cumulativo dos desgastes de borda ocorridos no processo de acabamento com instrumentos rotatórios (Oliveira, 2013). Tendo em vista esta preocupação, o presente estudo avaliou o desajuste vertical das infraestruturas em T₀ (modelo mestre) e T₁ (modelo de poliuretano), antes de qualquer acabamento e polimento das infraestruturas. Muitos autores relatam a necessidade de cuidados com as bordas das estruturas para evitar desgastes e irregularidades

provenientes da fundição, bem como o cuidado com aplicação do material cerâmico, pois ambas as situações alteram o contato circunferencial preciso entre infraestruturas e pilares protéticos (Papazoglou *et al.*, 2001; Fonseca *et al.*, 2003; de Vasconcellos *et al.*, 2005; de Vasconcellos *et al.*, 2012).

Diferente do que foi observado neste estudo, Torsello *et al.* (2008) constataram que o sistema CAD/CAM foi capaz de produzir uma precisão de adaptação superior quando comparado com os métodos tradicionais de soldagem a laser de barras de titânio pré-fabricadas. No entanto, os mesmos autores também confirmaram que a soldagem a laser garantiu precisão marginal significativamente melhor do que as estruturas produzidas com a técnica de cera perdida em monobloco. Desajustes verticais consideravelmente menores em infraestruturas soldadas, quando comparados a infraestruturas confeccionadas em monobloco também foi observado em diversos estudos (de Aguiar *et al.*, 2009; Barbosa *et al.*, 2010; Bianchini *et al.*, 2011; Lencioni *et al.*, 2015; Spazzin *et al.*, 2016) e estes achados confirmam a ideia de que a secção para posterior soldagem de infraestruturas metálicas ajuda a neutralizar as distorções do processo de fundição e favorece o ajuste passivo (Sartori *et al.*, 2004; Torsello *et al.*, 2008; de Aguiar *et al.*, 2009; Longoni *et al.*, 2010; Bianchini *et al.*, 2011; Yannikakis, Prombonas, 2013; Spazzin *et al.*, 2016).

Especificamente em relação ao tipo de soldagem, este estudo mostrou que não houve diferença estatisticamente significativa ($p>0,05$) nas três condições experimentais avaliadas. Entretanto, Barbi *et al.* (2012) avaliaram o desajuste de barras soldadas de forma convencional, laser e TIG e constataram que as estruturas unidas por meio de soldagem TIG produziram melhores resultados de desajuste do que os métodos convencional ($p<0,05$) e laser ($p<0,05$). Acredita-se que o maior desajuste observado nas estruturas soldadas convencionalmente, seja explicado pela dissipação de calor causada pela tocha de gás durante o processo de fusão do metal de solda e que nos casos de soldagem a laser e TIG, o calor gerado no processo de soldagem permanece concentrado em torno do ponto de solda. Ainda de acordo com Barbi *et al.* (2012), a diferença observada entre os tipos de solda a laser e TIG pode ser atribuída a não utilização do gás argônio durante o processo de soldagem, uma vez que, de acordo com Watanabe e Tophan (2006), o gás argônio é fundamental para proteger o metal de solda do ar atmosférico e evitar o superaquecimento do metal com consequente concentração de tensões.

Retomando a questão das infraestruturas em monobloco obtidas por meio de fundição convencional, os maiores desajustes cervicais estão relacionados a este método de confecção, conforme consta na literatura (de Aguiar *et al.*, 2009; Barbosa *et al.*, 2010; Bianchini *et al.*, 2011; Lencioni *et al.*, 2015; Spazzin *et al.*, 2016). de Aguiar *et al.* (2009) analisando estruturas de Ni-Cr fundidas em monobloco, encontraram desadaptação de 57,02 μm no lado solto. Barbosa *et al.* (2010) analisando estruturas de Co-Cr em monobloco, encontraram 27,05 μm de desajuste no lado parafusado e 584,84 μm no lado solto. Spazzin *et al.* (2016) também observaram valores de desajuste vertical significativamente mais elevados do que os encontrados em técnicas de soldagem a laser ($p < 0,003$). Discordando de todos estes achados, infraestruturas em monobloco (G3) não mostraram diferença significativa em relação às aquelas infraestruturas soldadas (G1 e G2), no presente estudo. Dentre outras causas, as distorções são proporcionais ao tamanho da barra/infraestrutura, logo, no delineamento experimental deste estudo, por se tratar de implantes adjacentes (9,5 mm entre eles), as infraestruturas sofreram distorções menos pronunciadas, diferentemente dos estudos acima citados, nos quais se tratavam de PPFs de 3 elementos com um elemento suspenso intermediário.

Outro resultado agravante constatado neste estudo foram os desajustes verticais consideravelmente maiores observados na face vestibular quando comparado às demais faces, especialmente nos grupos de infraestruturas fundidas convencionalmente (G1, G2 e G3), conforme mostra figura 4.10B. Parece que a pressão exercida pela liga metálica fundida quando penetra no interior do molde de revestimento desloca os cilindros protéticos, resultando em desajustes mais discrepantes em determinadas faces do que em outras.

A moldagem de transferência é uma etapa fundamental no processo de confecção de PPFs implantossuportadas, de modo que erros nesta fase podem ocasionar desajustes verticais severos. Por se tratar de PPF com mais de um elemento, recomenda-se unir os transferentes de moldagem, conforme sugerido por Zen *et al.* (2015) que, ao comparar 3 diferentes técnicas de moldagem de transferência ([1] união dos transferentes com fio dental e resina acrílica, seguido de secção e união novamente; [2] união dos transferentes com fio dental e resina bis-acrílica e [3] transferentes não unidos), observaram desajuste vertical e distribuição de tensões menores em técnicas que unem os transferentes de moldagem. Nesse contexto, os resultados deste estudo mostraram que não houve diferença estatisticamente significativa ($p > 0,05$) em todos os grupos e nas três condições experimentais avaliadas (análise comparativa intragrupo, $T_0 \rightarrow T_1$) (Tabelas 4.1, 4.2 e 4.3), confirmando a segunda hipótese nula de que a moldagem

de transferência da cabeça do implante não alterou o desajuste vertical das infraestruturas em todos os grupos avaliados. Esta similaridade entre os tempos T_0 e T_1 era uma condição necessária para dar sequência aos experimentos, pois, qualquer diferença nessa fase poderia dificultar a obtenção de conclusões efetivas nas etapas subsequentes do experimento. Tendo em vista a necessidade de confirmar a hipótese nula da moldagem de transferência, optou-se, no presente estudo, usar transferentes da cabeça do implante em substituição aos transferentes de mini pilares. Esta modificação da técnica foi necessária porque, em estudo piloto prévio ainda não publicado, observou-se desajuste vertical considerável nos grupos, quando transferentes de mini pilar foram usados. Esse fato pode ser justificado pela “folga” que os transferentes têm na sua porção interna, quando comparado aos cilindros protéticos que são mais precisamente adaptados (Figura 5.2).

Figura 5.2. Base do transfer de mini pilar (esquerda) e do cilindro protético (direita).

Embora a moldagem de transferência não tenha alterado o desajuste vertical das infraestruturas, as pequenas modificações numéricas do desajuste observadas após a moldagem de transferência foram suficientes para negar a terceira hipótese nula de que não haveria diferença entre os grupos após a moldagem de transferência (T_1) (Tabelas 4.1 e 4.2). Em T_1 o desajuste vertical das infraestruturas foi avaliado no modelo de poliuretano. Neste caso, seria um erro avaliar a influência do método de obtenção de infraestruturas no desajuste vertical, pois, pequenas modificações numéricas geradas pela moldagem de transferência podem, de fato, gerar diferenças entre os grupos conforme mencionado acima. Além disso, foi sobre o modelo mestre onde foram realizadas as etapas de enceramento de todas as infraestruturas.

Falhas e distorções também podem ocorrer durante as diversas etapas laboratoriais de acabamento, polimento e tratamento superficial das infraestruturas, aplicação do opaco e do revestimento cerâmico (Almeida *et al.*, 2010; de Vasconcellos *et al.*, 2012; Oliveira, 2013). No presente estudo, houve aumento significativo do desajuste vertical na maioria dos grupos e nas três condições experimentais ($p < 0,05$) (Tabelas 4.1, 4.2 e 4.3). Tais resultados negam a quarta hipótese nula de que as etapas do tratamento superficial das infraestruturas e aplicação do revestimento cerâmico ($T_1 \rightarrow T_2$) não influenciariam o desajuste vertical intragrupo. Não obstante, diversos estudos também mostraram que os ciclos de queima para aplicação de porcelana sobre infraestruturas são potenciais causadores de distorções e, conseqüentemente, desajustes de PPFs (Papazoglou *et al.*, 2001; Fonseca *et al.*, 2003; Almeida *et al.*, 2010; de Vasconcellos *et al.*, 2012; Kim *et al.*, 2013; Oliveira, 2013). Por outro lado, Tiozzi *et al.* (2008) avaliando estruturas metálicas confeccionadas em monobloco, antes e após simulação de queima da porcelana, encontraram desajustes no lado solto de $118,64 \pm 91,48 \mu\text{m}$, inclusive superiores aos obtidos neste estudo, mas afirmaram que a simulação dos ciclos de queima da porcelana não promoveu diferenças significativas no nível de desajuste.

Talvez, o grande responsável pelos maiores desajustes verticais de PPFs observados após a aplicação do revestimento cerâmico, seja o procedimento laboratorial de prensagem. O presente estudo optou por esta técnica por questões de padronização do formato da PPF e para que vieses não fossem introduzidos em função do volume de cerâmica em cada peça. Dessa forma, pela técnica de cera perdida, a cerâmica fluída é injetada, sob altas temperaturas e pressão, tomando a conformação prévia do enceramento (Oliveira, 2013). Entretanto, o que se observou neste estudo, foi a presença de cerâmica sobre a borda dos cilindros, embora o enceramento das peças tenha sido realizado respeitando o limite cervical. Isso significa que a cerâmica fluída impulsionada, sob alta pressão, ultrapassou o limite do cilindro, justificando, portanto, as diferenças significantes observadas neste estudo. Em alguns casos, por incrível que pareça, esse excesso de cerâmica foi favorável ao preencher as falhas geradas durante o acabamento e polimento das infraestruturas e resultou em menor desajuste vertical.

Outro agravante é que, assim como nas infraestruturas metálicas, a remoção do excesso de cerâmica da borda do cilindro, bem como o acabamento e polimento das PPFs com instrumentos rotatórios diamantados e borrachas, geram, inevitavelmente, desgastes nas bordas, culminando com alterações no desajuste real das próteses. Assim, enfatiza-se, novamente, a necessidade de cuidados com a borda do cilindro protético (Fonseca *et al.*, 2003;

de Vasconcellos *et al.*, 2005; de Vasconcellos *et al.*, 2012) ou ainda, dar preferência a infraestruturas com cinta metálica.

Nessa perspectiva, ainda não há um consenso na literatura sobre as causas reais destas distorções. O que está claro é que os procedimentos laboratoriais realizados durante a aplicação do revestimento cerâmico podem influenciar na passividade de PPFs. Não se sabe, exatamente, se o problema está na queima do metal (oxidação/degaseificação), na aplicação do opaco ou na prensagem da cerâmica. Alguns autores apontam, ainda, 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 e diferenças entre o coeficiente de expansão térmica da cerâmica e das ligas utilizadas, podem levar a distorções na adaptação dessas próteses, fazendo com que o ajuste marginal inicial seja alterado após o processo de queima da cerâmica (Almeida *et al.*, 2010; de Vasconcellos *et al.*, 2012). Anusavice *et al.* (1985) já considerava o *creep* do metal como fonte de distorções devido às altas temperaturas de queima da porcelana. Segundo eles, os metais se deformam de forma permanente quando submetidos a altas temperaturas e estresse por longos períodos durante a sinterização da cerâmica.

Os procedimentos laboratoriais de aplicação do revestimento cerâmico alteraram as diferenças entre os grupos que tinham sido observadas na fase anterior (T_1). Em T_2 , quando os dois parafusos estavam apertados, não foi observada diferença estatisticamente significativa ($p>0,05$) (Tabela 4.1). Na análise de passividade, as únicas diferenças que passaram a ser observadas foi entre PPFs com infraestruturas confeccionadas em monobloco (G3: $93,93\pm 42,59\ \mu\text{m}$) e Zr (G5: $49,90\pm 27,30\ \mu\text{m}$) na segunda condição experimental (Tabela 4.2) e entre PPFs com infraestruturas confeccionadas em monobloco (G3: $72,39\pm 46,13\ \mu\text{m}$) e soldadas a TIG (G2: $32,52\pm 23,49\ \mu\text{m}$) na terceira condição experimental (Tabela 4.3). Essas diferenças entre os grupos foram os responsáveis pela negação da quinta hipótese nula de que não haveria diferença no desajuste vertical após a aplicação do revestimento cerâmico (T_2) entre os diferentes grupos.

Os ensaios mecânicos são essenciais para reproduzir situações rotineiras, além de ser um método rápido e efetivo para gerar dados importantes daquilo que está sendo testado (Oliveira, 2013). Nessa abordagem, a ciclagem termomecânica confere, aos estudos *in vitro*, a possibilidade de simular a mastigatória em longo prazo associado às variações de temperatura pelas quais a cavidade oral é submetida.

A literatura apresenta grande variabilidade de cargas aplicadas em simulações envolvendo regiões posteriores, variando entre 49 e 200 N (Hecker, Eckert, 2003; Hecker *et al.*, 2006). No presente estudo a carga aplicada foi de 120 N e, conforme afirma Mericske-Stern e Zarb (1996), está dentro da faixa de valores médios (35 a 330 N) para a força mastigatória exercida na região do molar por PPFs implantossuportadas. Por estarem dentro desta faixa, os resultados são relevantes e confiáveis.

Em geral, a ciclagem termomecânica pouco influenciou no desajuste vertical dos grupos, observando-se redução significativa somente no pré-molar solto da segunda condição experimental, nos grupos de PPFs com infraestruturas em Co-Cr – CAD/CAM (G4, de $58,56 \pm 25,87 \mu\text{m}$ em T_2 para $38,73 \pm 18,52 \mu\text{m}$ em T_3) e em Zr – CAD/CAM (G5, de $49,90 \pm 27,30 \mu\text{m}$ em T_2 para $37,02 \pm 17,11 \mu\text{m}$ em T_3) (Tabela 4.2). Essas pequenas diferenças foram suficientes para negar parcialmente a sexta hipótese nula de que a ciclagem termomecânica ($T_2 \rightarrow T_3$) não influenciaria no desajuste vertical intragrupo.

Nos demais grupos, houve uma tendência para a redução do desajuste vertical, embora sem diferença estatisticamente significante e estes achados corroboram com outros estudos encontrados na literatura (Hecker, Eckert, 2003; Jorge *et al.*, 2013; Moris *et al.*, 2017). Hecker e Eckert (2003) acreditam que esta redução no desajuste vertical após ciclagem ocorre devido a aproximação/adaptação de componentes ou ao desgaste dos componentes, eliminando interferências causadas pela usinagem ou até mesmo pelo excesso de cerâmica sem suporte na base do cilindro que foi observado neste estudo.

Por outro lado, o efeito cumulativo da aplicação do revestimento cerâmico com a ciclagem termomecânica ($T_1 \rightarrow T_3$) teve uma influência maior sobre o desajuste vertical, sobretudo, no elemento parafusado dos grupos, negando, portanto, a sétima hipótese nula. Nessa perspectiva, é difícil definir, exatamente, a causa do desajuste vertical, qual a fase que está mais associada a esta condição.

Após a simulação de 14 meses de utilização da PPF com *cantilever* (T_3), os resultados mostraram semelhança no desajuste vertical no elemento parafusado de todos os grupos, sempre que ele estava apertado. Entretanto, as maiores diferenças residiram no elemento solto em função do método de obtenção das infraestruturas, sendo aquelas obtidas por meio do sistema CAD/CAM associadas a menores desajustes verticais (G4, Co-Cr, $38,73 \pm 18,52 \mu\text{m}$; G5, Zr, $37,02 \pm 17,11 \mu\text{m}$) e as obtidas por meio de fundição convencional associadas com maiores desajustes verticais, especialmente monobloco (G3, $74,07 \pm 32,28 \mu\text{m}$) e soldadas a

TIG (G2, $65,52 \pm 32,03 \mu\text{m}$). Essas diferenças foram suficientes para negar a oitava hipótese nula de que não haveria diferença entre os grupos após a ciclagem termomecânica (T_3).

Conforme já discutido anteriormente, o método CAD/CAM oferece segurança do ponto de vista biológico, maior precisão do que as técnicas tradicionais de fundição, adaptação marginal efetiva durante a fabricação de PPFs (Al-Fadda *et al.*, 2007; Tahmaseb, 2010; Kohorst, 2011; Abduo, 2014) e tem demonstrado ser mais eficaz em longo prazo. Todavia, embora tenham sido observadas alterações estatisticamente significantes entre os diferentes grupos, a diferença entre o maior (G3, monobloco) e menor (G5, Zr) desajuste em T_3 foi de aproximadamente $37 \mu\text{m}$, de modo que, do ponto de vista clínico, essa diferença pode não ser tão relevante. Diante disso, PPFs com infraestruturas soldadas podem ser uma alternativa viável, acessível e com ótimo custo-benefício.

Diante de tudo que foi discutido em relação ao desajuste marginal de PPFs, algumas limitações metodológicas são enfatizadas por alguns autores (Laurent *et al.*, 2008; Colpani *et al.*, 2013). A primeira limitação diz respeito ao número de pontos de medição, considerando o aspecto circunferencial da conexão PPF/intermediário, de modo que aumentar o número de pontos em toda a periferia proporcionaria uma avaliação média da adaptação pertinente. Logo, há estudos que quantificam 2 pontos (métodos bidimensionais) e outros que quantificam até mais de 3500 pontos (métodos tridimensionais), como ocorre naqueles estudos que usam microtomografia computadorizada. O presente estudo usou a estereomicroscopia e embora seja um método bidimensional, fez uso de múltiplas imagens para quantificar desajuste vertical em 12 pontos diferentes da circunferência do mini pilar.

A utilização de PPFs com *cantilever* é uma opção de tratamento já conhecida na Odontologia há muitos anos e apesar das altas taxas de sobrevida clínica, conforme consta em vários estudos na tabela 1.2 (Seção Introdução), é uma modalidade pouco utilizada na clínica, por medo de insucessos em longo prazo. Recentemente, em revisão sistemática realizada por Rehmann *et al.* (2015) observou que após 5 anos, a taxa de sobrevida variou entre 72% e 98%, com uma taxa média de falha de 2% ao ano. Tendo em vista a ausência de estudos na literatura dando ênfase em PPFs com *cantilever* e infraestruturas de zircônia, este estudo realizou o ensaio de resistência à fratura no *cantilever* para constatar a viabilidade ou não de usar a zircônia como material de infraestrutura em PPFs com *cantilever* posterior.

No presente estudo, as infraestruturas de zircônia sofreram falhas irreparáveis com fratura total do *cantilever*, ao atingir carga média compressiva de $277,47 \pm 39,10$ N e deformação de $0,39 \pm 0,10$ mm. Este valor de resistência à fratura está dentro da faixa de valores médios (35 a 330 N) para a força mastigatória exercida na região do molar durante a mastigação por próteses parciais fixas implantossuportadas, conforme afirma Mericske-Stern e Zarb (1996). Teoricamente, isto significaria dizer que a reabilitação oral usando infraestruturas de zircônia poderia estar mais susceptível a falhas, principalmente em pacientes com grande força de mordida. Entretanto, deve-se considerar que este ensaio simula uma condição de contato prematuro intenso e, raramente, esta condição é observada clinicamente durante o ciclo mastigatório. Nesta perspectiva, suportar uma carga média pontual de $277,47 \pm 39,10$ N confere a este material uma grande resistência e, por isso, acreditamos que ele pode ser usado como material de infraestrutura em PPFs com *cantilever*, embora estudos clínicos em longo prazo sejam necessários para estimar a sobrevida deste tipo de reabilitação oral. Atrelado a isso, sugere-se, ainda, a necessidade de ajuste oclusal efetivo realizado de maneira criteriosa para que implantes não sejam sobrecarregados (Raviv *et al.*, 2010; Peixoto *et al.*, 2017), o que poderia implicar em fratura do parafuso do intermediário, do implante, reabsorção óssea cervical e, até mesmo, perda da osseointegração (Goodacre *et al.*, 2003; Misch *et al.*, 2006) e evitar falhas irreparáveis no *cantilever*.

Diferentemente da zircônia, poucas falhas visíveis foram observadas no grupos metálicos, até uma carga de $410,83 \pm 72,26$ N (G4, Co-Cr), $451,83 \pm 89,17$ N (G2, TIG) e $568,32 \pm 178,79$ N (G3, Monobloco) e, somente, por volta de $963,00 \pm 374,70$ N (G1, Laser), os sinais de fratura extensa da cerâmica e deformação considerável do *cantilever* se tornaram mais evidentes (Tabelas 4.4, 4.5 e 4.6; Figura 4.14). Assim, apesar de todos os avanços dos materiais cerâmicos, o metal continua sendo o padrão ouro com relação à resistência, tanto o fundido como o usinado pelo sistema CAD/CAM, conforme mostra análise estatística constante na tabela 4.5, negando, portanto, a nona hipótese nula do estudo, de que não haveria diferença na resistência à fratura de PPFs entre os diferentes grupos, após ciclagem termomecânica.

Segundo Triwatana (2012), a resistência à fratura depende de vários fatores, tais como os tipos de testes e suas condições, morfologia e dimensões da peça testada, bem como propriedades do material, forma e posição dos conectores. Por isso, é difícil utilizar esses parâmetros para comparar os resultados entre os diferentes estudos ou materiais. Sabendo

disso, é difícil encontrar justificativas para o fato de que nos grupos G2 e G3 o equipamento tenha detectado um valor de resistência máxima, embora nenhuma fratura tenha sido detectada visivelmente e que, comparativamente ao G1, esses valores de resistência máxima foram consideravelmente menores, mesmo que nos três grupos o processo de fundição tenha sido o mesmo. Talvez, a justificativa mais provável é que os componentes protéticos tenham fraturado antes mesmo da cerâmica de revestimento.

Complicações técnicas podem ocorrer continuamente após a instalação das próteses devido à fadiga e pelas tensões geradas nos materiais utilizados, sejam da infraestrutura ou de recobrimento. Estes eventos normalmente não levam a falhas na prótese e no implante, mas são significantes em relação ao número de reparos e sessão de manutenção, tempo e custo para o profissional e o paciente (Papaspiridakos *et al.*, 2012; Mendes, 2015).

Os problemas relacionados aos parafusos são as complicações mais frequentes em reabilitações implantossuportadas (Lee *et al.*, 2011; de Torres *et al.*, 2011; Ha *et al.*, 2011; Moris *et al.*, 2017) e a busca por soluções para o afrouxamento dos parafusos e suas complicações clínicas tem levado a estudos que visam aumentar a pré-carga para reduzir os índices de afrouxamento dos parafusos (Martin *et al.*, 2001).

O sucesso de uma junta parafusada está relacionado, sobretudo, à capacidade de deformação elástica do parafuso, de modo que quando a pré-carga entre as roscas do parafuso e a superfície parafusada é mantida acima das forças que tendem a separá-las (contatos oclusais excêntricos, prematuridades, contatos laterais em movimentos excursivos da mandíbula, contatos interproximais entre implantes e dentes naturais, hábitos parafuncionais e ausência de passividade), a conexão se manterá unida e estável (Siamos *et al.*, 2002; Oliveira, 2013).

Não há um consenso na literatura em relação à taxa de afrouxamento de parafusos. O que se observa são relatos de taxa de afrouxamento variando entre 2% e 50% (Weiss *et al.*, 2000; Siamos *et al.*, 2002; Barbosa *et al.*, 2011; Assunção *et al.*, 2012; Diez *et al.*, 2012; Scherg, Karl, 2016). Baseado nisso, todos os percentuais de perda de torque observados neste estudo, no molar e pré-molar, bem como antes e após a ciclagem termomecânica (Tabela 4.7), estão dentro desta taxa de afrouxamento observada na literatura.

A décima hipótese nula de que não haveria diferença no percentual de perda de torque em T₂ (antes) e T₃ (depois) foi aceita, pois a análise comparativa entre os grupos (letras

maiúsculas na coluna) mostrou que não houve diferença estatisticamente significativa ($p>0,05$), tanto no molar ($p=0,116$) quanto pré-molar ($p=0,334$).

Nos dois momentos avaliados (T_2 e T_3), o torque de remoção foi sempre inferior ao torque de inserção, o que caracteriza um percentual positivo de perda de torque. Estes resultados corroboram com outros estudos encontrados na literatura (Assunção *et al.*, 2012; Diez *et al.*, 2012; Gomes *et al.*, 2014; Scherg, Karl, 2016). Especialmente antes da ciclagem termomecânica (T_2), estes achados são justificados em função dos princípios mecânicos de acomodação dos parafusos (*settling effect, embedment relaxation*) (Martin *et al.*, 2001; Junqueira *et al.*, 2013). Acredita-se que cerca de 2 a 10% de pré-carga inicial seja perdida exclusivamente pelo *settling effect* (Delben *et al.*, 2011), entretanto, os resultados deste estudo constatarem percentuais de perda de torque bem maiores, variando entre $26,86\pm 10,53\%$ (G4) e $45,76\pm 9,19\%$ (G3). Assim, para reduzir o efeito de acomodação, sugere-se que os parafusos sejam reapertados 10 minutos após a aplicação do torque de instalação inicial (Siamos *et al.*, 2002; Winkler *et al.*, 2003; Tsuge *et al.*, 2009; Park *et al.*, 2010; Scherg, Karl, 2016). Além disso, conforme afirma Tzenakis *et al.* (2002), aplicando-se uma pré-carga máxima dentro dos limites de deformação plástica do parafuso, é possível garantir uma sobrevida longa a ele. Delben *et al.* (2011) sugere que parafusos podem ser parafusados e soltos até 10 vezes sem que haja prejuízo para a estabilidade da articulação parafusada.

Por outro lado, a ciclagem termomecânica foi responsável por percentuais de perda de torque significativos no molar, com exceção apenas do grupo de PPFs com infraestruturas soldadas a TIG (G2, antes: $34,38\pm 7,15\%$; após: $36,06\pm 7,27\%$). Ao contrário disso, no pré-molar, a única alteração de perda de torque significativa foi no grupo de PPFs com infraestruturas soldadas a laser (G1, antes: $30,55\pm 12,65\%$; após: $40,35\pm 17,35\%$). Essas diferenças foram responsáveis por negar a décima primeira hipótese nula de que não haveria diferença intragrupo, antes e após a ciclagem termomecânica ($T_2 \rightarrow T_3$). Os resultados ainda revelam que o molar esteve associado com maiores perdas de torque e isso pode ser explicado pelo fato deste elemento ter sido sempre o primeiro a ser apertado no experimento, responsabilizando-se por grande parte da tensão do sistema. Diante disso, recomenda-se, em PPFs com múltiplos implantes, que os parafusos sejam apertados aos poucos e alternadamente.

Diferente dos resultados observados neste estudo, Delben *et al.* (2011) e Oliveira *et al.* (2013) observaram nenhuma diferença no percentual de perda de torque antes e após a

ciclagem. Oliveira *et al.* (2013), em especial, atribui esse achado à utilização do mesmo parafuso de retenção protética, tanto na execução do teste de Sheffield quanto no ensaio de ciclagem mecânica, podendo favorecer a manutenção da pré-carga. Assim, o uso repetido de parafusos pode gerar microdesgastes em sua superfície e na superfície de assentamento e, com isso, aumentar a pré-carga devido a diminuição das forças friccionais na união (fenômeno de assentamento) (Weiss *et al.*, 2000; Tsuge *et al.*, 2009; Barbosa *et al.*, 2011; Oliveira, 2013). Além disso, na presença de um lubrificante como a saliva, maiores valores de pré-carga podem ser alcançados porque favorece a redução da fricção, mantendo a junta parafusada em função (Weiss *et al.*, 2000; Tzenakis *et al.*, 2002; Oliveira, 2013). Para complementar, Elias *et al.* (2006) acreditam que 50% da energia transmitida pelo torque é gasta para vencer o atrito entre a cabeça do parafuso e a superfície do pilar, 40% do torque é usada para superar o atrito entre as roscas e a superfície de assentamento e, apenas 10%, são destinados à tensão que mantém o parafuso em função.

De acordo com Setia *et al.* (2013), PPFs com *cantilever* podem causar perda de torque e alterações dimensionais nos parafusos do pilar. Complementando, Brosky *et al.* (2003) avaliaram a influência da extensão e a posição do *cantilever* na perda de torque de PPFs implantossuportadas. Conforme observado por estes autores, não houve correlação entre *cantilever* anterior (de 5,5 e 14,4 mm e média de 8,78 mm) e perda de torque ($p=0,45$), embora a presença de *cantilever* posterior com extensão anteroposterior de 2:4 tenha sido significativamente associada ao afrouxamento do parafuso ($p=0,006$).

A biomecânica das tensões de PPFs com *cantilever* sobre implantes apresenta algumas particularidades, por se tratar de um elemento suspenso posterior, na qual as forças aplicadas na região do *cantilever* são transmitidas para o implante adjacente e, conseqüentemente, para o osso (Suedam *et al.*, 2009; Suedam *et al.*, 2016; Tonin, 2017). Assim, o conhecimento sobre a quantidade de esforço mecânico gerado na área peri-implantar, quando a carga é aplicada ao longo no *cantilever* é essencial para o planejamento, execução e longevidade do tratamento com próteses implantossuportadas (Suedam *et al.*, 2016). Não obstante, esta modalidade de tratamento parecer ser uma boa opção para solucionar algumas situações clínicas, desde que haja altura óssea suficiente para a colocação de implantes e que os princípios oclusais e biológicos, extensão do *cantilever* e procedimentos técnicos de execução, em geral, sejam respeitados (Suedam *et al.*, 2016). No presente estudo, a distribuição de tensão foi avaliada

por meio da fotoelasticidade por ser um método já bem estabelecido na literatura, que a distribuição de tensões no modelo fotoelástico tende a ser semelhante a do osso (Akca *et al.*, 2008).

No presente estudo, independente do carregamento oclusal realizado (puntiforme ou oclusal distribuído), o implante na região de molar (adjacente ao *cantilever*) foi o mais sobrecarregado, conforme análise qualitativa (Figuras 4.23 e 4.25) e quantitativa (Tabelas 4.9 e 4.10; Figuras 4.24 e 4.26). Este achado já era esperado e também foi observado na literatura (Akca, Iplikçioglu, 2002; Jacques *et al.*, 2009; Ogawa *et al.*, 2010; Bacchi *et al.*, 2013; Suedam *et al.*, 2016; Tonin, 2017). De acordo com estes estudos, o elemento mais distal (adjacente ao *cantilever*) é o fulcro, sendo, portanto, mais susceptível à concentração de tensões e este elemento ainda é mais comprometido quanto maior for a extensão deste *cantilver* (Jacques *et al.*, 2009; Suedam *et al.*, 2016). Assim, a substituição do *cantilever* por implantes mais curtos se torna ainda mais favorável do ponto de vista de distribuição de tensões (Akca, Iplikçioglu, 2002; Ogawa *et al.*, 2010). De acordo com Suedam *et al.* (2016), a maior concentração de tensões tende a ocorrer nas regiões distal e lingual devido a curvatura do arco, onde a resultante das forças é para a lingual.

Outro aspecto importante, diz respeito ao pico de tensão que foi observado na região apical dos implantes (pontos 3 e 6), sobretudo no molar implantado (ponto 6), nos modelos submetidos a carregamento puntiforme (Tabela 4.9; Figura 4.24) e oclusal distribuído (Tabela 4.10; Figura 4.26). Essa é uma característica dos implantes do tipo cone morse, os quais são inseridos abaixo da superfície do osso, cujo objetivo é preservar a crista óssea, evitando o processo de saucerização e direcionar as tensões para a região apical (Koo *et al.*, 2012; Calvo-Guirado *et al.*, 2014; Castro *et al.*, 2014; Pozzi *et al.*, 2014; Pessoa *et al.*, 2017). Diferente destes achados, alguns estudos usando implantes do tipo hexágono externo observaram maior concentração de tensões na região cervical (Mendes, 2015; Tonin, 2017; Pessoa *et al.*, 2017).

Muito se discute sobre uma correlação positiva entre maiores desajustes cervicais e concentração de tensões peri-implantares. Acredita-se que PPFs não passivas podem gerar tensões excessivas ao osso (Kim *et al.*, 2009; Abduo, Swain, 2012; Abduo *et al.*, 2012; Yannikakis, Prombonas, 2013; Bacchi *et al.*, 2013; de Araújo *et al.*, 2015; dos Santos *et al.*, 2016). No presente estudo, embora não tenha sido realizada análise estatística de correlação entre essas duas variáveis (desajuste e distribuição tensões), houve uma tendência para maior concentração de tensões naqueles grupos com maior desajuste vertical. Ou seja, PPFs com

infraestruturas obtidas por meio do sistema CAD/CAM (G4 e G5, menores desajustes verticais) foram associadas com menor concentração de tensões peri-implantares, tanto quando foram submetidas a carregamento oclusal puntiforme (G4 – 272,35 kPa; G5 – 256,65 kPa) (Tabela 4.9) quanto distribuído (G4 – 191,96 kPa; G5 – 164,33 kPa) (Tabela 4.10). Da mesma forma, PPFs com infraestruturas fundidas convencionalmente em monobloco (G3, maiores desajustes) foram associados com maior concentração de tensões, em ambos os carregamentos oclusais (Puntiforme – 360,07 kPa; Distribuído – 302,46 kPa) (Tabelas 4.9 e 4.10). Entretanto, outros estudos na literatura não detectaram tais correlações (Gomes *et al.*, 2010; de Torres *et al.*, 2011; Spazzin *et al.*, 2011; Assunção *et al.*, 2011). Para complementar, o tipo de soldagem não influenciou na distribuição de tensões, corroborando com o estudo de de Castro *et al.* (2013) que também não constatou diferença alguma entre monobloco, soldagem a laser e TIG.

Em estudo longitudinal realizado por Jemt e Book (1996) também não encontrou correlação estatística entre desajuste e perda óssea marginal. Os autores constataram que um desajuste médio de 111 μm resultou em uma perda óssea marginal média de 0,5 mm. Por outro lado, uma perda óssea marginal média de 0,2 mm resultou de um desajuste médio de 91 μm . Eles notaram que, após alguns anos, os implantes eram estáveis, sugerindo que alguma tolerância biológica aos desajustes protéticos é possível. Complementando, Karl *et al.* (2006) relataram que um certo nível de desadaptação parece ser tolerado pelo osso em uma análise de elementos finitos. Esses achados reforçam a ideia de que não existem fortes correlações entre desajuste marginal e estresse na interface implante/osso.

Sabe-se que o tipo de material utilizado para confecção de infraestrutura pode modificar e/ou intensificar as tensões no osso adjacente aos implantes, devido os diferentes módulos de elasticidades que eles apresentam (Suedam *et al.*, 2009; Jacques *et al.*, 2009; Suedam *et al.*, 2016). Assim, materiais com alto módulo de elasticidade, são mais rígidos e, consequentemente, tendem a gerar mais tensões ao osso subjacente, por não ser um bom material para absorção de cargas (Ciftci, Canay, 2000; Bacchi *et al.*, 2013; Tiozzi *et al.*, 2012; Suedam *et al.*, 2016). Logo, as forças que incidem sobre a superfície oclusal, são transmitidas diretamente ao osso (Conserva *et al.*, 2009; Tiozzi *et al.*, 2012).

No presente estudo, PPFs com infraestrutura em zircônia apresentaram a melhor distribuição de tensões, nas duas condições de carregamento oclusal (Puntiforme – 256,65 kPa; Distribuído – 164,33 kPa), porém não tão diferente do Co-Cr obtido pelo mesmo método

de confecção (Puntiforme – 272,35 kPa; Distribuído – 191,96 kPa). De forma semelhante, alguns estudos na literatura não observaram influência do material de infraestrutura na distribuição de tensões peri-implantares (Abreu *et al.*, 2010; Bacchi *et al.*, 2013; de Araújo *et al.*, 2015). Diferentemente, Tonin (2017) avaliando o efeito do material de infraestrutura, observou aumento na concentração de tensões em PPFs com infraestrutura em zircônia, atribuindo este achado a alta resistência e dureza do material.

Nesse contexto, invariavelmente, após a incidência das cargas mastigatórias, as tensões são transmitidas aos componentes protéticos, implantes e, por último, ao osso. A maior parte é absorvida em resposta à deformação na estrutura óssea, que é a estrutura menos rígida no sistema. Níveis fisiológicos de tensão são fundamentais no processo de remodelação óssea (Frost, 1994; Abuhussein *et al.*, 2010). Entretanto, quando uma sobrecarga patológica é aplicada, a tensão pode exceder o limiar fisiológico tolerado pelo osso e ocorrer microfraturas na interface osso/implante (Frost, 1994; Hansson e Werke, 2003). Assim, pacientes com estado patológico de oclusão, como um eventual bruxismo, necessitam de cuidadosa avaliação previamente a instalação de próteses implantossuportadas, tendo em vista que esta condição pode gerar tensões além do limite fisiológico do osso circundante (Peixoto *et al.*, 2017). Além disso, a sobrecarga repetida pode levar a falha por fadiga da interface osso/implante, reduzindo a densidade óssea peri-implantar e levando à formação de defeitos, como crateras ósseas (Suedam *et al.*, 2016).

Mesmo diante de todas as considerações descritas até aqui, o método de fotoelasticidade, assim como os demais estudos *in vitro*, apresentam certas limitações que podem dificultar a obtenção de conclusões e, conseqüentemente, impedir a extrapolação dos resultados para situações clínicas. Os modelos utilizados neste estudo foram confeccionados com resina fotoelástica e, como tais, apresentam módulo de elasticidade diferente do osso, são sólidos (homogêneos e sem porosidade), isotrópicos (propriedades mecânicas são as mesmas em todas as direções em um mesmo ponto do elemento estrutural) e foi assumido 100% de integração do implante com a resina fotoelástica. Por outro lado, o osso alveolar apresenta módulo de elasticidade diferente (Medular: 1,37 GPa; Cortical: 13,700 GPa) (Ko *et al.*, 1992; Ciftci, Canay, 2000), são estruturalmente heterogêneos pela presença de osso medular e cortical, anisotrópicos (propriedade mecânicas diferem em todas as direções) e a osseointegração está sujeita a alterações ao longo do tempo (Akça, Iplikçioğlu, 2002).

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

6. Conclusões

Dentro das limitações metodológicas deste estudo descritas anteriormente e com base nos resultados obtidos, pode-se concluir que:

1. Próteses parciais fixas (PPFs) com *cantilever* sobre implantes e infraestruturas confeccionadas por meio do sistema CAD/CAM apresentaram melhor adaptação marginal, embora a secção das infraestruturas seguida de soldagem pode também ser uma alternativa viável. Além disso, a moldagem de transferência ($T_0 \rightarrow T_1$) e a ciclagem termomecânica ($T_2 \rightarrow T_3$) pouco influenciaram no desajuste vertical dos grupos. Já o processo de aplicação do revestimento cerâmico ($T_1 \rightarrow T_2$) e o seu efeito cumulativo com a ciclagem termomecânica ($T_1 \rightarrow T_3$) foram responsáveis por alterações consideráveis no desajuste dos grupos, sobretudo naqueles fundidos convencionalmente (G1, G2 e G3).
2. PPFs com infraestruturas metálicas são mais resistentes, embora a zircônia também tenha apresentado resistência à fratura consideravelmente alta, tendo em vista a força aplicada na região de molares implantossuportados durante a mastigação.
3. O método de obtenção (Fundição convencional e CAD/CAM) e os materiais (Co-Cr e Zr) das infraestruturas não influenciaram no percentual de perda de torque, porém, a ciclagem termomecânica ($T_2 \rightarrow T_3$) teve um efeito intragrupo considerável.
4. PPFs com infraestruturas obtidas por meio do sistema CAD/CAM e fundidas convencionalmente em monobloco foram associadas com menor e maior concentração de tensões, em todos os carregamentos oclusais simulados. Além disso, a maior intensidade de tensão foi no molar implantado, principalmente na região apical.
5. Por fim, PPFs com *cantilever* e infraestruturas em zircônia podem ser usadas com certo grau de segurança, tendo em vista a boa adaptação marginal e distribuição de tensões, bem como altos valores de resistência à fratura.

Referências

- Abduo J, Bennani V, Waddell N, Lyons K, Swain M. Assessing the fit of implant fixed prostheses: a critical review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010;25(3):506-15. Review.
- Abduo J, Lyons K, Waddell N, Bennani V, Swain M. A comparison of fit of CNC-milled titanium and zirconia frameworks to implants. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2012;14 Suppl 1:e20-9.
- Abduo J, Swain M. Influence of vertical misfit of titanium and zirconia frameworks on peri-implant strain. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2012;27(3):529-36.
- Abduo J. Fit of CAD/CAM implant frameworks: a comprehensive review. *J Oral Implantol*. 2014;40(6):758-66.
- Abreu RT, Spazzin AO, Noritomi PY, Consani RL, Mesquita MF. Influence of material of overdenture-retaining bar with vertical misfit on three-dimensional stress distribution. *J Prosthodont*. 2010;19(6):425-31.
- 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.
- Akca K, Iplikcioglu 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.
- Akca K, Fanuscu MI, Caputo AA. Effect of compromised cortical bone on implant load distribution. *J Prosthodont*. 2008;17:616-20.
- Akca K, Iplikcioglu 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-Amleh B, Lyons K, Swain M. Clinical trials in zirconia: a systematic review. *J Oral Rehabil*. 2010;37(8):641-52.
- Albrektsson T, Linder L. A method for short- and long-term in vivo study of the bone-implant interface. *Clin Orthop Relat Res*. 1981;(159):269-73.
- 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.
- Almasri R, Drago CJ, Siegel SC, Hardigan PC. Volumetric misfit in CAD/CAM and cast implant frameworks: a university laboratory study. *J Prosthodont*. 2011;20(4):267-74.
- 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.

- Amodio D, Broggiato G, Campana F, Newaz G. Digital speckle correlation for strain measurement by image analysis. *Exp Mech*. 2003;43(4):396-402.
- Anitua E, Orive G. Short implants in maxillae and mandibles: a retrospective study with 1 to 8 years of follow-up. *J Periodontol*. 2010;81(6):819-26.
- Anusavice KJ, Shen C, Hashinger D, Twigg SW. Interactive effect of stress and temperature on creep of PFM alloys. *J Dent Res*. 1985;64(8):1094-9.
- Assunção WG, Gomes EA, Rocha EP, Delben JA. Three-dimensional finite element analysis of vertical and angular misfit in implant-supported fixed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011;26(4):788-96.
- Assunção WG, Delben JA, Tabata LF, Barão VA, Gomes EA, Garcia IR Jr. Preload evaluation of different screws in external hexagon joint. *Implant Dent*. 2012;21(1):46-50.
- Bacchi A, Consani RL, Mesquita MF, dos Santos MB. Stress distribution in fixed-partial prosthesis and peri-implant bone tissue with different framework materials and vertical misfit levels: a three-dimensional finite element analysis. *J Oral Sci*. 2013;55(3):239-44.
- 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 Prosthet Dent*. 2012;108(6):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.
- Barbosa GA, Bernardes SR, das Neves FD, Fernandes Neto AJ, de Mattos M da G, Ribeiro RF. Relation between implant/abutment vertical misfit and torque loss of abutment screws. *Braz Dent J*. 2008;19(4):358-63.
- Barbosa GS, Silva-Neto JP, Simamoto-Júnior PC, Neves FD, Mattos Mda G, Ribeiro RF. Evaluation of screw loosening on new abutment screws and after successive tightening. *Braz Dent J*. 2011;22(1):51-5.
- Bayramoğlu E, Özkan YK, Yildiz C. Comparison of marginal and internal fit of press-on-metal and conventional ceramic systems for three- and four-unit implant-supported partial fixed dental prostheses: An in vitro study. *J Prosthet Dent*. 2015;114(1):52-8.
- Bernabe E, Flores-Mir C. Dental morphology and crowding. A multivariate approach. *Angle Orthod*. 2006;76(1):20-5.
- Beuer F, Aggstaller H, Edelhoff D, Gernet W, Sorensen J. Marginal and internal fits of fixed dental prostheses zirconia retainers. *Dent Mater*. 2009;25(1):94-102.

- Bianchini MA, Souza JG, Souza DC, Magini RS, Benfatti CA, Cardoso AC. Are sectioning and soldering of short-span implant-supported prostheses necessary procedures? *Acta Odontol Latinoam*. 2011;24(1):21-8.
- Binon PP. Evaluation of the effectiveness of a technique to prevent screw loosening. *J Prosthet Dent*. 1998;79(4):430-2.
- Borba M, Miranda WG Jr, Cesar PF, Griggs JA, Bona AD. Evaluation of the adaptation of zirconia-based fixed partial dentures using micro-CT technology. *Braz Oral Res*. 2013;27(5):396-402.
- Brägger U, Hirt-Steiner S, Schnell N, Schmidlin K, Salvi GE, Pjetursson B, et al. Complication and failure rates of fixed dental prostheses in patients treated for periodontal disease. *Clin Oral Implants Res*. 2011;22(1):70-7.
- Branemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent*. 1983;50(3):399-410.
- Brosky ME, Koriath TWP, Hodges J. The anterior cantilever in the implant-supported screw-retained mandibular prosthesis. *J Prosthet Dent*. 2003;89(3):244-9.
- Calvo-Guirado JL, López-López PJ, Mate Sanchez JE, Gargallo Albiol J, Velasco Ortega E, Delgado Ruiz R. Crestal bone loss related to immediate implants in crestal and subcrestal position: a pilot study in dogs. *Clin Oral Implants Res*. 2014;25(11):1286-94.
- Castro DS, Araujo MA, Benfatti CA, Araujo Cdos R, Piattelli A, Perrotti V, et al. Comparative histological and histomorphometrical evaluation of marginal bone resorption around external hexagon and Morse cone implants: an experimental study in dogs. *Implant Dent*. 2014;23(3):270-6.
- Ciftçi Y, Canay S. The effect of veneering materials on stress distribution in implant-supported fixed prosthetic restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000;15(4):571-82.
- Colpani JT, Borba M, Della Bona A. Evaluation of marginal and internal fit of ceramic crown copings. *Dent Mater*. 2013;29(2):174-80.
- Conserva E, Menini M, Tealdo T, Bevilacqua M, Ravera G, Pera F, et al. The use of a masticatory robot to analyze the shock absorption capacity of different restorative materials for prosthetic implants: a preliminary report. *Int J Prosthodont*. 2009;22(1):53-5.
- 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.
- Neves FD, Elias GA, da Silva-Neto JP, de Medeiros Dantas LC, da Mota AS, Neto AJ. Comparison of implant-abutment interface misfits after casting and soldering procedures. *J Oral Implantol*. 2014a;40(2):129-35.

Neves FD, Prado CJ, Prudente MS, Carneiro TA, Zancopé K, Davi LR, et al. Micro-computed tomography evaluation of marginal fit of lithium disilicate crowns fabricated by using chairside CAD/CAM systems or the heat-pressing technique. *J Prosthet Dent*. 2014b;112(5):1134-40.

de Aguiar FA Jr, Tiossi R, Rodrigues RC, Mattos Mde G, Ribeiro RF. An alternative section method for casting and posterior laser welding of metallic frameworks for an implant-supported prosthesis. *J Prosthodont*. 2009;18(3):230-4.

de Araújo GM, de França DG, Silva Neto JP, Barbosa GA. Passivity of conventional and CAD/CAM fabricated implant frameworks. *Braz Dent J*. 2015;26(3):277-83.

De Backer H, Van Maele G, Decock V, Van den Berghe L. Long-term survival of complete crowns, fixed dental prostheses, and cantilever fixed dental prostheses with posts and cores on root canal-treated teeth. *Int J Prosthodont*. 2007;20(3):229-34.

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 DG, Morais MH, das Neves FD, Carreiro AF, Barbosa GA. Precision fit of screw-retained implant-supported fixed dental prostheses fabricated by CAD/CAM, copy-milling, and conventional methods. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2017;32(3):507-13.

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

de Torres EM, Rodrigues RC, de Mattos Mda G, Ribeiro RF. The effect of commercially pure titanium and alternative dental alloys on the marginal fit of one-piece cast implant frameworks. *J Dent*. 2007;35(10):800-5.

de Vasconcellos DK, Ozcan M, Maziero Volpato CA, 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 Vasconcellos DK, Bottino MA, Nishioka RS, Valandro LF, Costa EM. The influence of different screw tightening forces on the vertical misfit of implant-supported frameworks. *J Appl Oral Sci*. 2005;13(2):120-5.

Delben JA, Gomes EA, Barão VA, Assunção WG. Evaluation of the effect of retightening and mechanical cycling on preload maintenance of retention screws. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011;26(2):251-6.

Diez JS, Brigagão VC, Cunha L, Neves AC, da Silva-Concilio LR. Influence of diamondlike carbon-coated screws on the implant-abutment interface. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2012;27(5):1055-60.

- dos Santos MB, Zen BM, Bacchi A. Effect of vertical misfit and clip material on stress distribution of overdentures under masticatory loading. *Med Biol Eng Comput*. 2016;54(10):1515-21.
- Drago C, Saldarriaga RL, Domagala D, Almasri R. Volumetric determination of the amount of misfit in CAD/CAM and cast implant frameworks: a multicenter laboratory study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010;25(5):920-9.
- Drago C, Howell K. Concepts for designing and fabricating metal implant frameworks for hybrid implant prostheses. *J Prosthodont*. 2012;21(5):413-24.
- Eisenmann E, Mokabberi A, Walter MH, Freesmeyer WB. Improving the fit of implant-supported superstructures using the spark erosion technique. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004;19(6):810-8.
- Elias CN, Figueira DC, Rios PR. Influence of the coating material on the loosening of dental implant abutment screw joints. *Mater Sci Eng*. 2006;26(8):1361-6.
- Elias CN, Santos C. Próteses cerâmicas produzidas por usinagem CAD/CAM. *Rev Implant News*. 2010;7(2):263-6.
- Esposito M, Cannizzaro G, Soardi E, Pistilli R, Piattelli M, Corvino V, et al. Posterior atrophic jaws rehabilitated with prostheses supported by 6 mm-long, 4 mm-wide implants or by longer implants in augmented bone. Preliminary results from a pilot randomised controlled trial. *Eur J Oral Implantol*. 2012;5(1):19-33.
- Esposito M, Pistilli R, Barausse C, Felice P. Three-year results from a randomised controlled trial comparing prostheses supported by 5-mm long implants or by longer implants in augmented bone in posterior atrophic edentulous jaws. *Eur J Oral Implantol*. 2014;7(4):383-95.
- Farina AP, Spazzin AO, Pantoja JM, Consani RL, Mesquita MF. An in vitro comparison of joint stability of implant-supported fixed prosthetic suprastructures retained with different prosthetic screws and levels of fit under masticatory simulation conditions. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2012;27(4):833-8.
- Felice P, Cannizzaro G, Barausse C, Pistilli R, Esposito M. Short implants versus longer implants in vertically augmented posterior mandibles: a randomised controlled trial with 5-year after loading follow-up. *Eur J Oral Implantol*. 2014;7(4):359-69.
- Fonseca JC, Henriques GE, Sobrinho LC, de Góes MF. Stress-relieving and porcelain firing cycle influence on marginal fit of commercially pure titanium and titanium-aluminum-vanadium copings. *Dent Mater*. 2003;19(7):686-91.
- Frost HM. Wolff's Law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians. *Angle Orthod*. 1994;64(3):175-88. Review.

Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent*. 2001;85(6):585-98.

Goel VK, Panjabi MM, Patwardhan AG, Dooris AP, Serhan H, American Society for T, et al. Test protocols for evaluation of spinal implants. *J Bone Joint Surg Am*. 2006;88 Suppl 2:103-9.

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

Gomes ÉA, Tiossi R, Faria AC, Rodrigues RC, Ribeiro RF. Torque loss under mechanical cycling of long-span zirconia and titanium-cemented and screw-retained implant-supported CAD/CAM frameworks. *Clin Oral Implants Res*. 2014;25(12):1395-402.

Gomes EA, Assunção WG, Barão VA, Delben JA, Rocha EP, de Sousa EA. Passivity versus unilateral angular misfit: evaluation of stress distribution on implant-supported single crowns: three-dimensional finite element analysis. *J Craniofac Surg*. 2010;21(6):1683-7.

Gonzalo E, Suárez MJ, Serrano B, Lozano JF. Marginal fit of Zirconia posterior fixed partial dentures. *Int J Prosthodont*. 2008;21(5):398-9.

Goodacre CJ, Kan JY, Rungcharassaeng K. Clinical complications of osseointegrated implants. *J Prosthet Dent*. 1999;81(5):537-52.

Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JY. Clinical complications with implants and implant prostheses. *J Prosthet Dent*. 2003;90(2):121-32.

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.

Guess PC, Att W, Strub JR. Zirconia in fixed implant prosthodontics. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2012;14(5):633-45.

Ha CY, Lim YJ, Kim MJ, Choi JH. The influence of abutment angulation on screw loosening of implants in the anterior maxilla. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011;26(1):45-55.

Hämmerle CH, Stone P, Jung RE, Kapos T, Brodala N. Consensus statements and recommended clinical procedures regarding computer-assisted implant dentistry. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009;24 Suppl:126-31.

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.

Hecker DM, Eckert SE. Cyclic loading of implant-supported prostheses: changes in component fit over time. *J Prosthet Dent*. 2003;89(4):346-51.

Hecker DM, Eckert SE, Choi YG. Cyclic loading of implant-supported prostheses: comparison of gaps at the prosthetic-abutment interface when cycled abutments are replaced with as-manufactured abutments. *J Prosthet Dent*. 2006;95(1):26-32.

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

Holm C, Tidehag P, Tillberg A, Molin M. Longevity and quality of FPDs: a retrospective study of restorations 30, 20, and 10 years after insertion. *Int J Prosthodont*. 2003;16(3):283-9.

Hung SH, Hung KS, Eick JD, Chappell RP. Marginal fit of porcelain-fused-to-metal and two types of ceramic crown. *J Prosthet Dent*. 1990;63(1):26-31.

Isidor F. Influence of forces on peri-implant bone. *Clin Oral Implants Res*. 2006;17 Suppl 2:8-18. Review.

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, Book K. Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1996 Sep-Oct;11(5):620-5.

Jorge JR, Barao VA, Delben JA, Assuncao WG. The role of implant/abutment system on torque maintenance of retention screws and vertical misfit of implant-supported crowns before and after mechanical cycling. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2013;28(2):415-22.

Junqueira M, Ribeiro RF, Faria AC, Macedo AP, Almeida RP. Screw loosening of diferente UCLA-type abutments after mechanical cycling. *Braz J Oral Sci*. 2013;12(3):228-32.

Kapos T, Ashy LM, Gallucci GO, Weber HP, Wismeijer D. Computer-aided design and computer-assisted manufacturing in prosthetic implant dentistry. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009;24 Suppl:110-7. Review.

Karl M, Taylor TD, Wichmann MG, Heckmann SM. In vivo stress behavior in cemented and screw-retained five-unit implant FPDs. *J Prosthodont*. 2006;15(1):20-4.

Karl M, Dickinson A, Holst S, Holst A. Biomechanical methods applied in dentistry: a comparative overview of photoelastic examinations, strain gauge measurements, finite element analysis and three-dimensional deformation analysis. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 2009;17(2):50-7.

Karl M, Taylor TD. Effect of material selection on the passivity of fit of implant-supported restorations created with computer-aided design/computer-assisted manufacture. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011;26(4):739-45.

Karl M, Taylor TD. Bone adaptation induced by non-passively fitting implant superstructures: a randomized clinical trial. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2016;31(2):369-75.

Katsoulis J, Mericske-Stern R, Yates DM, Izutani N, Enkling N, Blatz MB. In vitro precision of fit of computer-aided design and computer-aided manufacturing titanium and zirconium dioxide bars. *Dent Mater*. 2013;29(9):945-53.

Katsoulis J, Mericske-Stern R, Rotkina L, Zbären C, Enkling N, Blatz MB. Precision of fit of implant-supported screw-retained 10-unit computer-aided-designed and computer-aided-manufactured frameworks made from zirconium dioxide and titanium: an in vitro study. *Clin Oral Implants Res*. 2014;25(2):165-74.

Keshvad A, Hooshmand T, Asefzadeh F, Khalilinejad F, Alihemmati M, Van Noort R. Marginal gap, internal fit, and fracture load of leucite-reinforced ceramic inlays fabricated by CEREC inLab and hot-pressed techniques. *J Prosthodont*. 2011;20(7):535-40.

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.

Kim KB, Kim JH, Kim WC, Kim HY, Kim JH. Evaluation of the marginal and internal gap of metal-ceramic crown fabricated with a selective laser sintering technology: two- and three-dimensional replica techniques. *J Adv Prosthodont*. 2013;5(2):179-86.

King GN, Hermann JS, Schoolfield JD, Buser D, Cochran DL. Influence of the size of the microgap on crestal bone levels in non-submerged dental implants: a radiographic study in the canine mandible. *J Periodontol*. 2002;73(10):1111-7.

Ko CC, Kohn DH, Hollister SJ. Micromechanics of implant/tissue interfaces. *J Oral Implantol*. 1992;18(3):220-30.

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.

Koke U, Wolf A, Lenz P, Gilde H. In vitro investigation of marginal accuracy of implant-supported screw-retained partial dentures. *J Oral Rehabil*. 2004;31(5):477-82.

Koo KT, Wikesjö UM, Park JY, Kim TI, Seol YJ, Ku Y, et al. 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.

Koo KT, Lee EJ, Kim JY, Seol YJ, Han JS, Kim TI, et al. The effect of internal versus external abutment connection modes on crestal bone changes around dental implants: a radiographic analysis. *J Periodontol*. 2012;83(9):1104-9.

Krasanaki ME, Pelekanos S, Andreiotelli M, Koutayas SO, Eliades G. X-ray microtomographic evaluation of the influence of two preparation types on marginal fit of CAD/CAM alumina copings: a pilot study. *Int J Prosthodont*. 2012;25:170-2.

- Madhan Kumar S, Sethumadhava JR, Anand Kumar V, Manita G. Effects of conventional welding and laser welding on the tensile strength, ultimate tensile strength and surface characteristics of two cobalt-chromium alloys: a comparative study. *J Indian Prosthodont Soc.* 2012;12(2):87-93.
- Lang NP, Wilson TG, Corbet EF. Biological complications with dental implants: their prevention, diagnosis and treatment. *Clin Oral Implants Res.* 2000;11 Suppl 1:146-55.
- Laurent M, Scheer P, Dejou J, Laborde G. Clinical evaluation of the marginal fit of cast crowns--validation of the silicone replica method. *J Oral Rehabil.* 2008;35(2):116-22.
- Lee JY, Park HJ, Kim JE, Choi YG, Kim YS, Huh JB, et al. A 5-year retrospective clinical study of the Dentium implants. *J Adv Prosthodont.* 2011;3(4):229-35.
- Lencioni KA, Macedo AP, Silveira Rodrigues RC, Ribeiro RF, Almeida RP. Photoelastic comparison of as-cast and laser-welded implant frameworks. *J Prosthet Dent.* 2015;114(5):652-9.
- Li J, Fok AS, Satterthwaite J, Watts DC. Measurement of the full-field polymerization shrinkage and depth of cure of dental composites using digital image correlation. *Dent Mater.* 2009;25(5):582-8.
- 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.
- Mahler DB, Peyton FA. Photoelasticity as a research technique for analyzing stresses in dental structures. *J Dent Res.* 1955;34(6):831-8.
- Martin WC, Woody RD, Miller BH, Miller AW. Implant abutment screw rotations and preloads for four different screw materials and surfaces. *J Prosthet Dent.* 2001;86(1):24-32.
- Menani LR, Tiossi R, de Torres EM, Ribeiro RF, de Almeida RP. Photoelastic stress analysis of different designs of cement-retained fixed partial dentures on Morse taper oral implants. *J Craniofac Surg.* 2011;22(2):674-8.
- Mendes FA. Avaliação da adaptação marginal e interna, da resistência à fratura após ciclagem termomecânica e das tensões nos implantes por correlação de imagens digitais em próteses parciais fixas sobre implantes com pilares e copings em zircônia com diferentes sistemas CAD/CAM [tese]. Ribeirão Preto: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto; 2015.
- Mericske-Stern R, Zarb GA. In vivo measurements of some functional aspects with mandibular fixed prostheses supported by implants. *Clin Oral Implants Res.* 1996;7(2):153-61.

- Misch CE, Steingra 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):1340-7.
- Miyazaki T, Hotta Y. CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. *Aust Dent J*. 2011;56 Suppl 1:97-106.
- Montarou CC, Gaylord TK. Two-wave-plate compensator method for single-point retardation measurements. *Appl Opt*. 2004;43(36):6580-95.
- Morand M, Irinakis T. The challenge of implant therapy in the posterior maxilla: providing a rationale for the use of short implants. *J Oral Implantol*. 2007;33(5):257-66.
- Moris IC, Faria AC, Ribeiro RF, Rodrigues RC. Abutments with reduced diameter for both cement and screw retentions: analysis of failure modes and misfit of abutment-crown-connections after cyclic loading. *Clin Oral Implants Res*. 2017;28(4):432-436.
- NaBadalung DP, Nicholls JI. Laser welding of a cobalt-chromium removable partial denture alloy. *J Prosthet Dent*. 1998;79(3):285-90.
- Nagib NN. New formulas for phase retardance measurements of birefringent plates. *Optics Laser Technol*. 1999;31(4):309-13.
- Nooman MA. The use of photoelasticity in a study of cavity preparations. *J Dent Child*. 1949;16(4):24-8.
- Ogawa T, Dhaliwal S, Naert I, Mine A, Kronstrom M, Sasaki K, et al. Effect of tilted and short distal implants on axial forces and bending moments in implants supporting fixed dental prostheses: an in vitro study. *Int J Prosthodont*. 2010;23(6):566-73.
- Okutan M, Heydecke G, Butz F, Strub JR. Fracture load and marginal fit of shrinkage-free ZrSiO₄ all-ceramic crowns after chewing simulation. *J Oral Rehabil*. 2006;33(11):827-32.
- 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.
- Ongthiemsak C, Mekayarajjananonth T, Winkler S, Boberick KG. The effect of compressive cyclic loading on retention of a temporary cement used with implants. *J Oral Implantol*. 2005;31(3):115-20.
- Otuyemi OD, Noar JH. A comparison of crown size dimensions of the permanent teeth in a Nigerian and a British population. *Eur J Orthod*. 1996;18(6):623-8.
- Pak HS, Han JS, Lee JB, Kim SH, Yang JH. Influence of porcelain veneering on the marginal fit of Digident and Lava CAD/CAM zirconia ceramic crowns. *J Adv Prosthodont*. 2010;2(2):33-8.

- Papaspyridakos P, Chen CJ, Chuang SK, Weber HP, Gallucci GO. A systematic review of biologic and technical complications with fixed implant rehabilitations for edentulous patients. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2012;27(1):102-10. Review.
- Papazoglou E, Brantley WA, Johnston WM. Evaluation of high-temperature distortion of high-palladium metal-ceramic crowns. *J Prosthet Dent*. 2001;85(2):133-40.
- Park JK, Choi JU, Jeon YC, Choi KS, Jeong CM. Effects of abutment screw coating on implant preload. *J Prosthodont*. 2010;19(6):458-64.
- Patterson EA, Johns RB. Theoretical analysis of the fatigue life of fixture screws in osseointegrated dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1992;7(1):26-33.
- Pegoraro LF, Vale AL, Araújo CRP, Bonfante G, Conti PCR. Prótese fixa: bases para o planejamento em reabilitação oral. 2ª ed. São Paulo: Artes Médicas; 2013.
- Peixoto RF, Macedo AP, Martinelli J, Faria AC, Tiossi R, Ribeiro RF, et al. A digital image correlation analysis of strain generated by 3-unit implant-supported fixed dental prosthesis: an in vitro study. *Implant Dent*. 2017. [Epub ahead of print]
- 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.
- Pessoa RS, Sousa RM, Pereira LM, Neves FD, Bezerra FJ, Jaecques SV, et al. Bone remodeling around implants with external hexagon and morse-taper connections: a randomized, controlled, split-mouth, clinical trial. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2017;19(1):97-110.
- Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*. 1999;20(1):1-25. Review.
- 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.
- Pistilli R, Felice P, Cannizzaro G, Piatelli M, Corvino V, Barausse C, et al. Posterior atrophic jaws rehabilitated with prostheses supported by 6 mm long 4 mm wide implants or by longer implants in augmented bone. One-year post-loading results from a pilot randomised controlled trial. *Eur J Oral Implantol*. 2013a;6(4):359-72.
- Pistilli R, Felice P, Piattelli M, Gessaroli M, Soardi E, Barausse C, et al. Posterior atrophic jaws rehabilitated with prostheses supported by 5 x 5 mm implants with a novel nanostructured calcium-incorporated titanium surface or by longer implants in augmented bone. One-year results from a randomized controlled trial. *Eur J Oral Implantol*. 2013b;6(4):343-57.
- Pjetursson BE, Brägger U, Lang NP, Zwahlen M. Comparison of survival and complication rates of tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs) and implant-supported FDPs and

single crowns (SCs). Clin Oral Implants Res. 2007;18 Suppl 3:97-113. Review. Erratum in: Clin Oral Implants Res. 2008;19(3):326-8.

Pjetursson BE, Tan K, Lang NP, Brägger U, Egger M, Zwahlen M. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. Clin Oral Implants Res. 2004;15(6):667-76. Review.

Pozzi A, Agliardi E, Tallarico M, Barlattani A. Clinical and radiological outcomes of two implants with different prosthetic interfaces and neck configurations: randomized, controlled, split-mouth clinical trial. Clin Implant Dent Relat Res. 2014;16(1):96-106.

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

Raviv E, Turcotte A, Harel-Raviv M. Short dental implants in reduced alveolar bone height. Quintessence Int. 2010;41(7):575-9.

Rehmann P, Podhorsky A, Wöstmann B. Treatment Outcomes of Cantilever Fixed Partial Dentures on Vital Abutment Teeth: A Retrospective Analysis. Int J Prosthodont. 2015;28(6):577-82.

Reich S, Wichmann M, Nkenke E, Proeschel P. Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems. Eur J Oral Sci. 2005;113(2):174-9.

Reich S, Gozdowski S, Trentzsch L, Frankenberger R, Lohbauer U. Marginal fit of heat-pressed vs. CAD/CAM processed all-ceramic onlays using a milling unit prototype. Oper Dent. 2008;33:644-50.

Riedy SJ, Lang BR, Lang BE. Fit of implant frameworks fabricated by different techniques. J Prosthet Dent. 1997;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.

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

Rubo JH, Souza EAC. Métodos computacionais aplicados à bioengenharia: solução de problemas de carregamento em próteses sobre implantes. Rev Fac Odontol Bauru. 2001;9(3/4):97-103.

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

Sahrman P, Naenni N, Jung RE, Held U, Truninger T, Hämmerle CH, et al. Success of 6-mm Implants with Single-Tooth Restorations: A 3-year Randomized Controlled Clinical Trial. J Dent Res. 2016;95(6):623-8.

- Sartori IA, Ribeiro RF, Francischone CE, de Mattos M da 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.
- Scherg S, Karl M. Screw Joint Stability in Conventional and Abutment-Free Implant-Supported Fixed Restorations. *Int J Prosthodont*. 2016;29(2):142-6.
- Schnaidt U, Kahlstorf M, Tschernitschek H. A comparative study of longevity of inlay-retained, cantilever and conventional FPDs. *Dtsch Zahnärztl Z*. 2011;66:348-54.
- Setia G, Yousef H, Ehrenberg D, Luke A, Weiner S. The effects of loading on the preload and dimensions of the abutment screw for a 3-unit cantilever-fixed prosthesis design. *Implant Dent*. 2013;22(4):414-21.
- Siamos G, Winkler S, Boberick KG. Relationship between implant preload and screw loosening on implant-supported prostheses. *J Oral Implantol*. 2002;28(2):67-73.
- Sierraalta M, Vivas JL, Razzoog ME, Wang RF. Precision of fit of titanium and cast implant frameworks using a new matching formula. *Int J Dent*. 2012;2012:374315.
- 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):421-9.
- Song TJ, Kwon TK, Yang JH, Han JS, Lee JB, Kim SH, et al. Marginal fit of anterior 3-unit fixed partial zirconia restorations using different CAD/CAM systems. *J Adv Prosthodont*. 2013;5(3):219-25.
- Sotto-Maior BS, Senna PM, da Silva WJ, Rocha EP, Del Bel Cury AA. Influence of crown-to-implant ratio, retention system, restorative material, and occlusal loading on stress concentrations in single short implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2012;27(3):e13-8.
- Spazzin AO, Bacchi A, Trevisani A, Farina AP, Dos Santos MB. Fit Analysis of Different Framework Fabrication Techniques for Implant-Supported Partial Prostheses. *Int J Prosthodont*. 2016;29(4):351-3.
- Spazzin AO, Farina AP, Luthi LF, Consani RLX, Mesquita MF. Torque de afrouxamento dos parafusos protéticos em próteses mandibulares implanto-retidas com diferentes níveis de desajustes. *UNOPAR Cient*. 2009;11(1):5-8.
- Spazzin AO, Abreu RT, Noritomi PY, Consani RL, Mesquita MF. Evaluation of stress distribution in overdenture-retaining bar with different levels of vertical misfit. *J Prosthodont*. 2011;20(4):280-5.
- 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.

Stellingsma K, Raghoobar GM, Visser A, Vissink A, Meijer HJ. The extremely resorbed mandible, 10-year results of a randomized controlled trial on 3 treatment strategies. *Clin Oral Implants Res.* 2014;25(8):926-32.

Suedam V, Moretti Neto RT, Sousa EA, Rubo JH. Effect of cantilever length and alloy framework on the stress distribution in peri-implant area of cantilevered implant-supported fixed partial dentures. *J Appl Oral Sci.* 2016;24(2):114-20.

Suedam V, Souza EA, Moura MS, Jacques LB, Rubo JH. Effect of abutment's height and framework alloy on the load distribution of mandibular cantilevered implant-supported prosthesis. *Clin Oral Implants Res.* 2009;20(2):196-200. Erratum in: *Clin Oral Implants Res.* 2009;20(4):430.

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;25:247-57.

Taylor TD, Agar JR. Twenty years of progress in implant prosthodontics. *J Prosthet Dent.* 2002 Jul;88(1):89-95.

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

Thoma DS, Cha JK, Jung UW. Treatment concepts for the posterior maxilla and mandible: short implants versus long implants in augmented bone. *J Periodontal Implant Sci.* 2017;47(1):2-12. Review.

Tiozzi R, Rodrigues RC, de Mattos Mda G, Ribeiro RF. Comparative analysis of the fit of 3-unit implant-supported frameworks cast in nickel-chromium and cobalt-chromium alloys and commercially pure titanium after casting, laser welding, and simulated porcelain firings. *Int J Prosthodont.* 2008;21(2):121-3.

Tiozzi R, Lin L, Rodrigues RC, Heo YC, Conrad HJ, de Mattos M da G, et al. Digital image correlation analysis of the load transfer by implant-supported restorations. *J Biomech.* 2011;44(6):1008-13.

Tiozzi R, Lin L, Conrad HJ, Rodrigues RC, Heo YC, de Mattos M da G, et al. Digital image correlation analysis on the influence of crown material in implant-supported prostheses on bone strain distribution. *J Prosthodont Res.* 2012;56(1):25-31.

Tonin BSH. *Influência do material e técnica de obtenção da infraestrutura na distribuição de tensão de próteses parciais fixas com cantilever [dissertação].* Ribeirão Preto: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto; 2017.

Torsello F, di Torresanto VM, Ercoli C, Cordaro L. Evaluation of the marginal precision of one-piece complete arch titanium frameworks fabricated using five different methods for implant-supported restorations. *Clin Oral Implants Res.* 2008;19(8):772-9.

- Trifkovic B, Budak I, Todorovic A, Hodolic J, Puskar T, Jevremovic D, et al. Application of replica technique and SEM in accuracy measurement of ceramic crowns. *Measurement Science Review*. 2012;12:90-7.
- Triwatana P, Nagaviroj N, Tulapornchai C. Clinical performance and failures of zirconia-based fixed partial dentures: a review literature. *J Adv Prosthodont*. 2012;4(2):76-83.
- Tsuge T, Hagiwara Y. Influence of lateral-oblique cyclic loading on abutment screw loosening of internal and external hexagon implants. *Dent Mater J*. 2009 Jul;28(4):373-81.
- Tzenakis GK, Nagy WW, Fournelle RA, Dhuru VB. The effect of repeated torque and salivary contamination on the preload of slotted gold implant prosthetic screws. *J Prosthet Dent*. 2002;88(2):183-91.
- Watanabe I, Topham DS. Laser welding of cast titanium and dental alloys using argon shielding. *J Prosthodont*. 2006;15(2):102-7.
- Watanabe F, Uno I, Hata Y, Neuendorff G, Kirsch A. Analysis of stress distribution in a screw-retained implant prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000;15(2):209-18.
- Weiss EI, Kozak D, Gross MD. Effect of repeated closures on opening torque values in seven abutment-implant systems. *J Prosthet Dent*. 2000;84(2):194-9.
- Winkler S, Ring K, Ring JD, Boberick KG. Implant screw mechanics and the settling effect: overview. *J Oral Implantol*. 2003;29(5):242-5. Review.
- Wittneben JG, Buser D, Salvi GE, Bürgin W, Hicklin S, Brägger U. Complication and failure rates with implant-supported fixed dental prostheses and single crowns: a 10-year retrospective study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2014;16(3):356-64.
- Wolfart S, Harder S, Eschbach S, Lehmann F, Kern M. Four-year clinical results of fixed dental prostheses with zirconia substructures (Cercon): end abutments vs. cantilever design. *Eur J Oral Sci*. 2009;117(6):741-9.
- Yannikakis S, Prombonas A. Improving the fit of implant prosthetics: an in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2013;28(1):126-34.
- Yi SW, Carlsson GE, Ericsson I, Wennström JL. Long-term follow-up of cross-arch fixed partial dentures in patients with advanced periodontal destruction: evaluation of occlusion and subjective function. *J Oral Rehabil*. 1996;23(3):186-96.
- Zarb GA, Albrektsson T. Osseointegration: A requiem for the periodontal ligament? [guest editorial]. *Int J Periodont Rest Dent*. 1991;11(2):88-91.
- Zen BM, Soares EF, Rodrigues MA, Luthi LF, Consani RL, Mesquita MF, et al. Comparison of the Accuracy of Different Transfer Impression Techniques for Osseointegrated Implants. *J Oral Implantol*. 2015;41(6):662-7.