UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO

DANILO FLAMINI OLIVEIRA

**ANÁLISE DO DESAJUSTE VERTICAL E DO AFROUXAMENTO DE PARAFUSOS
DE PRÓTESES SOBRE IMPLANTE CONFECCIONADAS PELAS TÉCNICAS DO
CILINDRO CIMENTADO OU SOLDADO A LASER.**

Versão Corrigida

Ribeirão Preto
2013

DANILO FLAMINI OLIVEIRA

**ANÁLISE DO DESAJUSTE VERTICAL E DO AFROUXAMENTO DE PARAFUSOS
DE PRÓTESES SOBRE IMPLANTE CONFECCIONADAS PELAS TÉCNICAS DO
CILINDRO CIMENTADO OU SOLDADO A LASER.**

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

Área de concentração: Reabilitação Oral

Orientador: Ricardo Faria Ribeiro

Versão Corrigida

Ribeirão Preto

2013

AUTORIZO A REPRODUÇÃO E DIVULGAÇÃO DO TEOR TOTAL OU PARCIAL DESTE TRABALHO, POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO, PARA FINS DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE.

FICHA CATALOGRÁFICA

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

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

Oliveira, Danilo Flamini

Análise do desajuste vertical e do afrouxamento de parafusos de próteses sobre implante confeccionadas pelas técnicas do cilindro cimentado ou soldado a laser. Ribeirão Preto, 2013.

158p. : il.; 30 cm

Dissertação de Mestrado apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto/USP. Área de concentração: Reabilitação Oral.

Orientador: Ribeiro, Ricardo Faria

1. Cimentação passiva. 2. Soldagem a laser. 3. Assentamento passivo. 4. Afrouxamento de parafusos.

FOLHA DE APROVAÇÃO

Danilo Flamini Oliveira

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

Área de concentração: Reabilitação Oral

Aprovado em: ____/____/____

Banca Examinadora

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

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

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

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

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

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Dedicatória

Já dizia Antoine de Saint-Exupéry em “O pequeno Príncipe”: “Tu te tornas eternamente responsável por aquilo que cativas”. E assim se passaram dois anos de muito empenho e dedicação... O que nos resta são as alegrias e a satisfação de um trabalho concluído e de mais uma etapa vencida!

Assim, dedico este trabalho:

*À **DEUS**, por me ofertar o dom da vida, e me possibilitar momentos de felicidade ao lado de pessoas que amo e que me acrescentam a cada palavra e gesto simples.*

*Aos meus pais, **Aguinaldo e Maria Regina**, por acreditarem em mim em todas as etapas até aqui percorridas, me incentivando e me orientando a seguir o caminho correto, sempre com muito amor e sabedoria. As vitórias são consequência de uma boa educação e mostram que vocês foram, e estão sendo, coerentes em seus preceitos. Com vocês, compartilho as vitórias, e as derrotas, pois sei que estarão sempre de braços abertos para me amparar. Dificuldades sempre surgirão, mas como todas as outras vencidas, seremos capazes de superá-las. Obrigado por muitas vezes renunciarem seus próprios sonhos para que os meus sonhos se tornassem realidade. A vocês minha eterna gratidão.*

*À minha querida vó, **Bárbara da Ponte Flamini**, com a qual vivi por toda minha vida, e que me repassou os ensinamentos mais sábios e sensatos que um neto pode almejar. Apesar dela não ter tido a oportunidade de desempenhar estudos regulares, é detentora de uma sabedoria invejável, inteligência incomparável e capaz de reconhecer a importância dos estudos para a formação de um cidadão de caráter. Mãe de cinco filhos, ela se enche de orgulho ao dizer: “criei meus cinco filhos, todos estudados, deram pessoas boas”. Sempre me incentivou a estudar e lutar, e esteve por perto sempre, quer seja nas manhãs em que me acordava para ir ao colégio, ou nas madrugadas em que me obrigava a dormir. Um parágrafo de palavras é ínfimo frente a tudo o que devo agradecer.*

*Ao meu irmão **Gabriel**, cinco anos mais novo, que me proporciona bons momentos de descontração e é capaz de me mostrar a cada dia que, para o sucesso, não bastam estudos, mas também força de vontade, ânimo e disposição para encarar as adversidades e os trabalhos árduos. Garoto de fibra, de uma força física enorme, diferente de muitos ama trabalhar, característica invejável nos dias de hoje.*

*Aos meus **tios e tias**, que sempre me amaram como um filho, me ajudaram durante estes anos de caminhada quer seja financeiramente ou com palavras sábias. Vocês me incentivam e me acalmam. Em especial agradeço meu **Tio Renato Flamini**, Cirurgião-Dentista graduado também pela FORP-USP, que teve a coragem de deixar a comodidade de viver em uma cidade pequena no interior de Minas Gerais, e partir em busca do seu sucesso*

do outro lado do país, em Manaus. Trago ele como um ídolo, e me espelho nele em busca do meu sucesso. Se um dia for metade do Cirurgião-Dentista e homem que ele é, estarei extremamente satisfeito.

A todos os meus amigos mineiros, que na maioria das vezes distantes, sempre acreditaram em mim, me incentivaram e deram forças para continuar lutando.

Agradecimentos

Agradecimentos Especiais

Ao Prof. Dr. Ricardo Faria Ribeiro, orientador admirável, e além de tudo amigo, que acreditou em mim durante a graduação quando me aceitou como seu orientado de iniciação científica, e que se dedicou para que eu desenvolvesse no mestrado um trabalho de qualidade. Sempre disposto a ajudar, acessível em todos os momentos, me deu total liberdade para que minhas ideias aflorassem. Compartilhamos erros e acertos buscando sempre uma justificativa plausível para os fatos. Pessoa de caráter admirável, sensata, correta, na qual me espelharei por toda vida. Obrigado pelos ensinamentos que foram além do âmbito acadêmico, transmitidos com paciência, compreensão e dedicação, dignos de um bom mineiro, que assim como eu, também é. É uma honra ter sido seu orientado. Espero que esta parceria ainda se faça valer por muitos anos.

À Adriana Cláudia Lapria Faria Queirós, responsável pelo Laboratório de Estudos Biomecânicos em Prótese e Implantes, pela solicitude em colaborar com o trabalho desenvolvido, oferecendo um ambiente de trabalho organizado, auxiliando na utilização dos equipamentos e colaborando com ideias e opiniões que somaram grandemente ao conjunto da obra. Ainda agradeço pela execução da análise estatística de parte do trabalho e pelas explicações nos momentos de tabulação de dados e apresentação de resultados. Não tenho dúvidas de que sua colaboração foi indispensável para a conclusão deste trabalho. .

Ao Prof. Dr. Rodrigo Tiozzi, admirável pesquisador que teve papel fundamental na elaboração do projeto de pesquisa, como também na execução da metodologia das soldagens à laser. Obrigado pela ajuda, pela prontidão em me atender e pela competência de suas ideias.

Agradecimentos

Diante de muitos obstáculos, aquilo que nos incentiva é saber que muitos querem o nosso bem, e estão prontos a nos ajudar da forma que for possível. Gostaria de agradecer imensamente, a todos que direta ou indiretamente, próximos ou distantes, contribuíram não só com o desenvolvimento deste trabalho, mas também com meu crescimento pessoal e profissional. Muito obrigado é o mínimo que posso dizer!

À Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, a qual admiro e que me acolheu durante 4 anos de graduação e 2 anos de mestrado. Sinto-me honrado por ter passado estes anos de minha vida dentro de um ambiente que oferece aos alunos infraestrutura de ponta, formando profissionais completos, e que me proporcionou uma formação brilhante como Cirurgião-Dentista, tanto na teoria quanto na prática.

*Ao curso de Pós-graduação em Odontologia (Reabilitação Oral), em nome da **Profa. Dra. Fernanda de Carvalho Panzeri Pires de Souza**, coordenadora do curso, pela organização do programa de forma invejável, pela atenção e respeito com os pós-graduandos.*

*À **Profa. Dra. Renata Cristina Silveira Rodrigues Ferracioli**, pessoa serena, extremamente atenciosa, competente, que me orientou durante as atividades do Programa PAE. Obrigado pelo carinho, atenção, prestatividade e pelos tantos ensinamentos concedidos.*

*À **Profa. Maria da Glória Chiarelo**, pessoa de um ânimo admirável e irreverência contagiante. Obrigado pelos momentos de descontração, pelos ensinamentos transmitidos, pela prestatividade e pela boa vontade em ajudar aqueles que estão próximos.*

*Aos demais professores que contribuíram para minha formação durante os anos de mestrado através de disciplinas ministradas ou conversas de corredor, em especial a **Alma Blasida Concepcion Elizaur Benítez Catirse, Andréa Candido dos Reis, Cláudia Helena Lovato da Silva, Helena de Freitas Oliveira Paranhos, Iara Augusta Orsi, Luiz Carlos***

Pardini, Raphael Freitas de Souza, Ricardo Henrique Alves da Silva, Rossana Pereira de Almeida Antunes, Valéria Oliveira Pagnano de Souza e Valdir Antônio Muglia.

Aos colegas de Mestrado ingressantes no mesmo período: Eduardo Andrés Borie Echevarría, Glauber Macêdo Rama, Gustavo da Col dos Santos Pinto, Karen Pintado Palomino, Luciana Costa Crizóstomo, Maurício Malheiros Badaró.

Em especial, ao meu grande amigo Raniel Fernandes Peixoto. Cearense, de uma inteligência fantástica, que me incentivou em todos os momentos do curso, e ainda colaborou de forma direta na elaboração dos resultados da pesquisa, na bibliografia e na formatação da dissertação. Não tenho palavras para agradecer sua disponibilidade em me ajudar. Compartilhamos dos mesmos ideais, das mesmas indecisões, muitas vezes desanimados, em outras, sonhadores. Lutamos, vencemos e vamos seguir vencendo. Conte comigo no que precisar.

A todos os outros mestrandos e doutorandos da Reabilitação Oral, que estiveram presentes durante estes anos de curso e que de alguma forma, contribuíram para minha formação e me proporcionaram inúmeros momentos divertidos e descontraídos. Em especial, àqueles com os quais mantive o contato maior por desenvolvermos pesquisas no mesmo laboratório; a todos vocês desejo sucesso: Denise Pupim, Danilo Zaparolli, Rafael Cândido, Talita Dantas, Franciele Mendes, Izabela Moris, Fábio Afrânio Aguiar, Suleima do Vale, entre outros mais, que presentes ali estiveram.

A todos os funcionários da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto (FORP-USP): Regiane de Cássia Tirado Damasceno, Fernanda Talita de Freitas, Isabel Cristina Galino Sola, Mary Possani Carmessano, Regiane Cristina Moi Sacilotto, Ana Paula Xavier, Paulo Sérgio Ferreira, Marcelo Aparecido Vieira, Fernando Schiavetto, Odair Rosa Silva, José de Godoi Filho, que de uma maneira ou de outra foram tão importantes na minha formação. Em especial aos amigos Luis Sérgio Soares, o Serginho, que em todos os momentos me ajudou com a máquina de ciclagem, prestando as manutenções necessárias para que a pesquisa se desenrolasse em tempo hábil e de forma confiável, e Lício Firmino Júnior, protético de uma habilidade manual extraordinária, que me orientou durante a confecção dos corpos de prova, com os enceramentos e as prensagens cerâmicas. Sem todos vocês, esta dissertação não teria se tornado realidade.

Aos amigos que Deus me deu durante toda minha vida. Alguns destes amigos de infância, outros amigos recentes, mas não menos importantes. Amigos estes que devo muito por me acompanhar nas alegrias e tristezas, por me suportar nos momentos de desespero e por mostrar que somos capazes de conquistar o que desejamos desde que tenhamos força de vontade e determinação.

À Suleimy Mazin, estaticista responsável por desenvolver as análises de perda de torque deste trabalho.

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba – FOP-UNICAMP, em nome do Prof. Dr. Mauro Antônio de Arruda Nóbilo, o qual realizou as soldagens a laser do projeto e me recepcionou cordialmente nesta Faculdade.

Ao ILAPEO-Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico e à NEODENT por terem disponibilizado os implantes e componentes protéticos para a execução do trabalho.

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES), pela bolsa de estudos a mim concedida durante os anos de curso de Mestrado.

Esta pesquisa foi desenvolvida 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.

Resumo

RESUMO

OLIVEIRA, D. F. **Análise do desajuste vertical e do afrouxamento de parafusos de próteses sobre implante confeccionadas pelas técnicas do cilindro cimentado ou soldado a laser.** 2013. 158p. Dissertação (Mestrado em Reabilitação Oral) – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2013.

Este estudo avaliou próteses implantossuportadas obtidas por 2 técnicas (cilindro cimentado ou soldado a laser) e seus comportamentos no que tange à passividade e afrouxamento de parafusos. Foram confeccionadas PPFs de 3 elementos sobre 2 implantes: G1, técnica do cilindro cimentado; G2, técnica do cilindro soldado a laser (n=10). Foram avaliados níveis de desajuste vertical e passividade antes e após aplicação de cerâmica prensada e antes e após ciclagem mecânica para G2, e antes e após ciclagem mecânica para G1; e a perda de torque inicial dos parafusos de retenção protética antes e após ciclagem mecânica para ambos os grupos, simulando 1 ano de função mastigatória normal (50N, 300.000 ciclos). Análises de desajuste vertical e passividade foram realizadas pelo método de Sheffield e calculada % de perda de torque de inserção. Os dados de desajuste e perda de torque foram comparados estatisticamente pelo Modelo Linear de Efeitos Mistos. De modo geral, G1 apresentou níveis de desajuste vertical estatisticamente inferiores a G2 ($p<0,05$) nas três condições analisadas pelo teste de Sheffield, tanto antes quanto após ciclagem mecânica, atingindo valores máximos de desajuste correspondentes a: $11,94 \pm 3,17\mu\text{m}$ (G1) e $48,63 \pm 39,68\mu\text{m}$ (G2), antes da ciclagem, $12,42 \pm 6,19\mu\text{m}$ (G1) e $47,62 \pm 35,16\mu\text{m}$ (G2), após a ciclagem, estando os parafusos parafusados. Adicionalmente, em todas as condições experimentais, a ciclagem mecânica não influenciou no desajuste de ambos os grupos ($p>0,05$), exceto para o molar em G1 quando analisado apertado ($p<0,0001$). Quando analisado G2, verificamos aumento estatisticamente significativo do desajuste vertical, após prensagem cerâmica, para todos os elementos ($p<0,0001$) nos diferentes momentos avaliados, com exceção do molar quando avaliado solto, o qual apresentou desajustes semelhantes antes e após prensagem ($p=0,052$). Após a ciclagem, foi verificado em G1 a soltura de 2 cilindros passivos (10%). Na análise de perda de torque, valores expressos em % de perda são apresentados: Pré-molar – G1- antes ciclagem: $31,04 \pm 13,22\%$; G2- antes ciclagem: $33,97 \pm 13,41\%$ (G1 x G2 antes ciclagem: $p=0,662$); G1- após ciclagem: $42,36 \pm 14,99\%$; G2- após ciclagem: $37,92 \pm 9,32\%$ (G1 x G2 após ciclagem: $p=0,461$). Quando analisado o pré-molar, não foram verificadas diferenças estatísticas antes e após ciclagem mecânica para ambos os grupos (G1: $p=0,067$; G2: $p=0,423$); Molar – G1- antes ciclagem: $30,77 \pm 12,37\%$; G2- antes ciclagem: $44,37 \pm 11,14\%$ (G1 x G2 antes ciclagem: $p=0,032$); G1- após ciclagem: $39,28 \pm 13,96\%$; G2- após ciclagem: $54,40 \pm 26,39\%$ (G1 x G2 após ciclagem: $p=0,189$). Quando analisado o molar, diferenças estatísticas também não foram identificadas antes e após ciclagem, para ambos os grupos (G1: $p=0,392$; G2: $p=0,233$). Após 300.000 ciclos, verificou-se a fratura de 6 parafusos (15%) e soltura de 1 parafuso (2,5%). Diante dos resultados, é possível concluir que: G1 apresentou índices de desajuste vertical menores e passividade maior que G2, porém para ambos os grupos os desajustes estão dentro dos padrões aceitáveis pela literatura; ciclagem mecânica não promoveu alterações nos níveis de desajuste vertical e perda de torque (%) para ambos os grupos; ambas as técnicas não foram capazes de promover passividade absoluta, tendo em vista a observação de maiores valores de desadaptação no lado solto que no lado parafusado.

Palavras-chave: Cimentação passiva, Soldagem a laser, Assentamento passivo, Afrouxamento de parafusos.

Abstract

ABSTRACT

OLIVEIRA, D. F. **Analysis of vertical misfit and screw loosening of implant-supported prosthesis obtained by cemented cylinder or laser welding technique.** 2013. 158p. Dissertação (Mestrado em Reabilitação Oral) – Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2013.

This study evaluated implant supported prostheses obtained by two techniques (cemented cylinder or laser welded cylinder) and their behavior regarding passivity and screw loosening. Three-element FPPs were made over 2 implants: G1, cemented cylinder technique, G2, laser welded cylinder technique (n=10). The levels of vertical misfit and passivity were evaluated before and after ceramic pressing, and after mechanical cycling for G2 and before and after mechanical cycling for G1; while loss of initial torque of prosthetic retaining screws, before and after mechanical cycling for both groups. The mechanical cycling simulated one year of normal masticatory function (50N, 300,000 cycles). Vertical misfit and passivity were analyzed by Sheffield's test and the percentage of torque loss was calculated. The misfit and torque loss data were statistically compared by Mixed Linear Model. Overall, G1 showed vertical misfit statistically lower than G2 ($p<0.05$) in the three conditions analyzed by Sheffield's test, before and after mechanical cycling, reaching maximum values of misfit corresponding to: $11.94 \pm 3.17\mu\text{m}$ (G1) and $48.63 \pm 39.68\mu\text{m}$ (G2) before cycling; $12.42 \pm 6.19\mu\text{m}$ (G1) and $47.62 \pm 35.16\mu\text{m}$ (G2), after cycling, when screws were tightened. Additionally, in all experimental conditions, the mechanical cycling did not influence the misfit in both groups ($p>0.05$), except for the molar G1 when analyzed in the tightened condition ($p<0.0001$). When was analyzed G2, statistically significant increase in the vertical misfit was found after ceramic pressing for all elements ($p<0.0001$) for different moments, except when the molar was not tightened, which showed similar misfit before and after pressing ($p=0.052$). After cycling, we found for G1 the release of 2 cemented cylinder (10%). In the analysis of torque loss, values expressed as percentage of loss are presented: Pre-molar – G1- before cycling: $31.04 \pm 13.22\%$, G2- before cycling: $33.97 \pm 13.41\%$ (G1 x G2 before cycling: $p=0.662$), G1- after cycling: $42.36 \pm 14.99\%$, G2- after cycling: $37.92 \pm 9.32\%$ (G1 x G2 after cycling: $p=0.461$). When the pre-molar was analyzed, statistical differences before and after cycling were not found for both groups (G1: $p=0.067$; G2: $p=0.423$); Molar – G1- before cycling: $30.77 \pm 12.37\%$; G2- before cycling: $44.37 \pm 11.14\%$ (G1 x G2 before cycling: $p=0.032$); G1- after cycling: $39.28 \pm 13.96\%$; G2- after cycling: $54.40 \pm 26.39\%$ (G1 x G2 after cycling: $p=0.189$). When the molar was analyzed, statistical differences were not found before and after cycling for both groups (G1: $p=0.392$; G2: $p=0.233$). After 300.000 cycles, we found the fracture of 6 screws (15%) and loosening of 1 screw (2.5%). Based on these results, it is possible to conclude that: G1 showed vertical misfit smaller than G2 and passivity biggest than G2, but for both groups, the misfits are within acceptable standards for the literature; mechanical cycling did not change the vertical misfit and torque loss (%) for both groups; both techniques were not able to promote absolute passivity, in view of the higher values of misfit when compared to the side no tightened.

Keywords: Luting passivity, Laser welding, Passive fit, Screw loosening.

Sumário

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	19
2 REVISÃO DA LITERATURA.....	24
2.1 Adaptação passiva e desajustes das próteses sobre implantes.	25
2.2 Métodos para obtenção de passividade	39
2.3 Efeitos da queima da cerâmica sobre os metais e estruturas das próteses	48
2.4 Afrouxamento de parafusos de próteses sobre implante	57
3 PROPOSIÇÃO.....	69
4 MATERIAL E MÉTODO	71
4.1 Obtenção da base dos corpos de prova	72
4.2 Enceramento dos corpos de prova	72
4.3 Inclusão e fundição	75
4.4 Aplicação do revestimento estético	78
4.4.1 Grupo cimentado	79
4.5 Cimentação e soldagem a laser das infraestruturas	83
4.5.1 Cimentação	83
4.5.2 Soldagem	86
4.6 Ciclagem mecânica	87
4.7 Leituras, obtenção dos dados e análise estatística do desajuste vertical.....	94
4.8 Leituras, obtenção dos dados e análise estatística da perda de torque.....	95
5 RESULTADOS	97
5.1 Desajuste vertical	98
5.2 Perda de torque no Pré-Molar	104
5.3 Perda de torque no Molar.....	106
6 DISCUSSÃO	109
6.1 Desajuste vertical	110
6.2 Perda de Torque	124
7 CONCLUSÕES.....	131
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	133
APÊNDICE	147

1. Introdução

Com o advento dos implantes osseointegrados e taxas de sucesso superiores a 95%, seu uso tem sido encorajado, tornando esta opção de tratamento reabilitador uma alternativa acessível do ponto de vista técnico e de custo final (Jemt; Pettersson, 1993; Preiskel; Tsolka, 2004; Cicciù, 2008; Pjetursson, 2012; Romeo; Storelli, 2012; Wittneben *et al.*, 2013). A popularização da implantodontia aliada ao desenvolvimento científico-tecnológico trouxe consigo grandes avanços nos sistemas de implante comercialmente disponíveis. A diversidade de opções de tamanho, forma e materiais para implantes e componentes protéticos ampliou as possibilidades de emprego clínico, possibilitando inúmeras alternativas reabilitadoras, aumentando ainda mais as taxas de sucesso e sobrevida dos implantes (Sahin *et al.*, 2002; Taylor; Agar, 2002).

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 contribuirá para o sucesso longitudinal das reabilitações protéticas (Kan *et al.*, 1999; Dinato *et al.*, 2001; Sahin; Çehreli, 2001; Barbosa *et al.*, 2008; Tioosi *et al.*, 2008; Mendes *et al.*, 2013). Por adaptação passiva, define-se a distância mínima entre intermediário e prótese, possibilitando um contato circunferencial máximo entre a base da infraestrutura metálica e os pilares intermediários sem que tensões sejam geradas entre estes e/ou parafusos de sustentação e que complicações clínicas ocorram (Branemark, 1983; Tan, 1995; Jemt *et al.*, 1996; Hecke; Eckert, 2003). É de grande importância que a prótese assente com total passividade aos implantes ou pilares intermediários, uma vez que a prótese mal adaptada produz sobrecarga nos elementos mecânicos do sistema, podendo resultar em perda ou fratura dos parafusos, dos parafusos do intermediário e até do próprio implante, podendo afetar também os elementos biológicos, levando à perda da osseointegração (Aparicio, 1994; Duyke; Naert, 2002; Karl *et al.*, 2006; Brabosa *et al.*, 2008; Neto *et al.*, 2009; Torres *et al.*, 2011). Entretanto, à luz da literatura, autores afirmam que assentamento passivo absoluto não tem sido encontrado nas últimas três décadas e relatam a dificuldade de se definir adaptação passiva e quais métodos devem ser utilizados para favorecê-la (Tan, 1995; Kan *et al.*, 1999; Sahin; Cehreli, 2001).

Aceita-se como adaptação passiva valores de desadaptação inferiores a 100µm, em que complicações clínicas ao longo dos anos não ocorram (Jemt *et al.*, 1996). Adaptação esta, mais facilmente verificada entre implantes e intermediários, uma vez que ambos são usinados mecanicamente, do que entre intermediários e a infraestrutura metálica, diante da necessidade desta última passar por diversos procedimentos laboratoriais para sua confecção levando a distorções. Os fatores que contribuem para a ocorrência dessas distorções incluem: a técnica e

o material de moldagem utilizados, a obtenção do modelo mestre, a confecção do padrão de cera, os procedimentos de fundição, acabamento e polimento da peça fundida, a aplicação do material estético de recobrimento e o polimento final da peça. Na entrega da prótese finalizada, o clínico deve avaliar o assentamento obtido através de exames radiográficos, observação direta com auxílio de lupas, sondagem com explorador, apertos manuais alternados, apertos de parafusos alternados (Aparício, 1994; Yanasse *et al.*, 1994; Kan *et al.*, 1999; Eisenmann *et al.*, 2004).

Visando a neutralização de distorções, no intuito de favorecer o ajuste passivo, alguns procedimentos e técnicas podem ser realizados, como: secção e soldagem a frio ou a laser da infraestrutura metálica, eletroerosão sobre o modelo mestre e/ou na confecção final da peça, soldagem e/ou cimentação dos componentes durante a confecção da infraestrutura sobre o modelo ou intraoral (Sellers, 1989; Van Roekel *et al.*, 1992; McCartney; Doud, 1993; Hellden; Derand, 1998; Cobb *et al.*, 2003; Longoni *et al.*, 2004; Sartori *et al.*, 2004; Silva *et al.*, 2008; Longoni *et al.*, 2010; Briccoli *et al.*, 2012; Yannikakis; Prombonas, 2013).

A soldagem dos cilindros à infraestrutura é uma técnica de união largamente utilizada e, entre os tipos de soldagem, a laser é amplamente utilizada, por apresentar vantagens como: economia de tempo laboratorial, soldagem feita diretamente sobre o modelo mestre, possibilidade de utilização para todos os metais, resistência das uniões soldadas comparável à da liga de origem, pode ser realizada em regiões de difícil acesso e também após a aplicação da resina acrílica ou porcelana, sem causar danos às mesmas (Hélliden; Dérand, 1998; Souza *et al.*, 2000; Bertrand *et al.*, 2001; Iglesia; Moreno, 2001; Longoni *et al.*, 2004). Porém, apresenta algumas desvantagens: necessidade de atmosfera especial de gás argônio, problemas na soldagem de materiais com alta reflexão ao feixe e alta condutibilidade, ocorrência de fragilização pela formação de porosidades no cordão de solda pela rápida solidificação (Souza *et al.*, 2000).

Devido às dificuldades de fundição do titânio, como sua alta reatividade em temperaturas elevadas, fácil oxidação, reação com o cadinho cerâmico e necessidade de equipamento adicional que proporcione atmosfera inerte de fundição, as ligas de cobalto-cromo ainda são muito utilizadas para a confecção de próteses suportadas por implantes (O'brien, 2008). Também foi encontrado alto índice de perdas das fundições em titânio (40%) em trabalhos previamente publicados (Mori *et al.*, 1997; Thomas *et al.*, 1997), provavelmente devido à dificuldade de se trabalhar com este material. A possibilidade de se obter fundições

satisfatórias em cobalto-cromo com uso de chama de gás-oxigênio, presente em qualquer laboratório de prótese e de baixo custo, contribui para que esta liga se mantenha popular.

Alguns autores mostram que as altas temperaturas às quais as estruturas metálicas de próteses fixas são submetidas para aplicação de cerâmica podem levar a distorções na adaptação dessas próteses, fazendo com que o ajuste marginal inicial seja alterado após o processo de queima da cerâmica (Campbell; Peleetier, 1992a; Gemalmaz *et al.*, 1998; Zervas *et al.*, 1999; Fonseca *et al.*, 2003; Goossens; Herbst, 2003; de Vasconcellos *et al.*, 2005; Almeida *et al.*, 2010; de Vasconcellos *et al.*, 2012). As causas dessas distorções incluem o tipo de liga utilizada, formação de óxidos de metal na superfície da liga, contração de queima da cerâmica, diferenças entre o coeficiente de expansão térmica da cerâmica e as ligas utilizadas, preparo do dente ou formato da prótese, e liberação de tensões geradas na liga metálica durante sua fundição (Campbell; Peleetier, 1992b; Campbell *et al.*, 1995).

No intuito de obter adaptação passiva nas reabilitações sobre implantes, uma técnica modificada para obtenção de próteses múltiplas implantossuportadas foi idealizada e descrita por diversos autores (Sellers, 1989; Jimenes-Lopes, 1996; Longoni *et al.*, 2004; Hermann *et al.*, 2007; Borges *et al.*, 2008). Inicialmente, um cilindro parafusado sobre o intermediário protético é utilizado para o enceramento da infraestrutura da prótese e, após sua fundição em monobloco, a infraestrutura é cimentada com cimento resinoso autopolimerizável sobre outro cilindro protético, dimensionalmente menor, compensando a contração do metal durante o processo de fundição. Dessa forma, as falhas inerentes aos procedimentos de obtenção de infraestruturas fundidas em monobloco, que culminam em desadaptação, seriam eliminadas, tendo sido possível a obtenção da passividade tão buscada em próteses do tipo parafusadas. Visando a otimização da execução da técnica, e obtenção de próteses de forma rápida com níveis clinicamente aceitáveis de adaptação protética, empresas desenvolveram cilindros especialmente idealizados para que a técnica da cimentação passiva pudesse ser aplicada de forma simples (Hermann *et al.*, 2007). A técnica tem se mostrado eficiente em estudos longitudinais de casos clínicos reabilitados que fizeram uso da cimentação passiva para obtenção das infraestruturas de próteses suportadas por implantes (Borges *et al.*, 2010). Porém, limitações principalmente relacionadas à presença de um agente de união são relatadas (Jimenez-Lopez, 1996), sendo descritos casos de acompanhamento longitudinal onde foi verificado o rompimento da linha de cimentação e a soltura do cilindro passivo (Borges *et al.*, 2008).

Parafusos de pilares ou de retenção protética tendem a afrouxar quando submetidos a esforços. Contatos oclusais excêntricos, prematuridades, contatos laterais em movimentos excursivos da mandíbula, contatos interproximais entre implantes e dentes naturais, hábitos parafuncionais, ausência de passividade; todas estas são situações que podem gerar tensões que tenderão à separação da conexão parafusada.

Quando forças de separação excederem a pré-carga aplicada ao parafuso, a conexão parafusada se tornará instável. Parafusos se afrouxarão se forças externas que tentam separar as partes forem maiores do que as forças para mantê-las juntas. Desta forma, forças de separação não devem ser necessariamente eliminadas, mas mantidas abaixo do limiar das forças de união. Assim, os fatores principais envolvidos para manter os parafusos protéticos parafusados são: maximizar forças de apertamento e minimizar forças de separação da conexão (Siamos *et al.*, 2002).

O efeito de acomodação de parafusos (*settling effect, embedment relaxation*) 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, quando da aplicação do torque inicial. Quando a conexão parafusada é submetida a cargas externas (função oral), micromovimentos ocorrem, com conseqüente desgaste e aproximação das duas superfícies, havendo perda de parte da pré-carga inicial. Em conseqüência, o torque de remoção do parafuso é menor do que o torque inicial de instalação (Siamos *et al.*, 2002; Winkler *et al.*, 2003). Para reduzir o efeito de acomodação, os parafusos de prótese sobre implante devem ser reapertados 10 minutos após a aplicação do torque de instalação inicial (Breemding *et al.*, 1993; Dixon *et al.*, 1995; Siamos *et al.*, 2002; Winkler *et al.*, 2003; Tsuge *et al.*, 2009; Park *et al.*, 2010).

A literatura não apresenta consenso sobre afrouxamento de parafusos, havendo relatos de taxas de afrouxamento variando entre 2% a 50% (Weiss *et al.*, 2000; Siamons *et al.*, 2002; Barbosa *et al.*, 2011; Assunção *et al.*, 2012; Diez *et al.*, 2012).

Neste contexto, parece pertinente a avaliação da adaptação marginal e da perda de torque inicial de estruturas confeccionadas pela técnica da cimentação passiva, variando a condição de cimentação ou soldagem a laser do cilindro, antes e após aplicação de porcelana, submetendo as próteses a ensaios mecânicos, simulando o desempenho destas restaurações em longo prazo.

2. Revisão da Literatura

2.1 Adaptação passiva e desajustes das próteses sobre implantes.

Branemark (1983) definiu adaptação passiva como sendo a menor distância possível de ser obtida entre a base da estrutura metálica da prótese e os pilares intermediários, afirmando que uma distância máxima de 10 micrometros seria o limite para a obtenção de maturação e remodelação óssea frente às cargas oclusais.

Jemt *et al.* (1991), em um estudo retrospectivo de próteses sobre implantes no primeiro ano de função, sugeriram que desajustes de até 100 micrometros seriam aceitáveis clinicamente, definindo adaptação passiva como um nível de desajuste em que complicações clínicas não ocorressem durante os anos da reabilitação em função, ressaltando a importância de consultas periódicas de reavaliação para a detecção de problemas.

Aparício (1994) afirmou que passividade total entre a estrutura metálica e os implantes é essencial para a manutenção da osseointegração, uma vez que a ausência de ligamento periodontal impossibilita micromovimentações dos implantes, impedindo-os de se adaptarem a estruturas não-passivas, o que culmina no surgimento de tensões no osso peri-implantar. Adaptação passiva é caracterizada pelo contato circunferencial simultâneo de toda superfície de assentamento da prótese com os pilares, obtida sob leve pressão, e avaliada clinicamente com base em três parâmetros: ausência de sensação de tensão ou dor durante sua instalação; aperto final de todos os parafusos protéticos com o máximo de 1/3 de volta sem apresentar resistência; testes de ajuste da estrutura com apenas um dos parafusos distais parafusado, examinando visualmente com o auxílio de lupas com magnificação as margens onde a profundidade gengival permitir, ou controle radiográfico para margens subgengivais.

Yanase *et al.* (1994) afirmaram que a adaptação da estrutura fundida deve ser verificada para que se obtenha uma prótese com assentamento passivo. Deve-se verificar o correto assentamento dos análogos no modelo mestre. Gesso comum, resina acrílica autopolimerizável ou fotopolimerizável podem ser usadas na união dos *copings* ou segmentos para transferência. A adaptação da estrutura no modelo é verificada pela pressão com o dedo, primeiramente, nos pilares direito e esquerdo, depois no pilar médio e, por fim, nos três pilares simultaneamente, verificando presença de báscula em qualquer momento. Em seguida, os parafusos são parafusados na mesma sequência da pressão manual até a primeira resistência, verificando visualmente o surgimento de desadaptações ou báscula. A adaptação passiva da estrutura é indispensável para a realização da fundição. Após a fundição, deve-se

verificar, agora em boca, a adaptação da peça seguindo a mesma ordem. Os autores aconselharam se atentar às reações do paciente quanto à presença de dor, pressão e/ou desconforto durante o aperto dos parafusos. Radiografias periapicais devem ser tomadas para verificar adaptação subgengival das próteses, embora nem sempre sejam totalmente precisas pela possibilidade de sobreposições. Na presença de desajustes, técnicas de secção e soldagem podem ser aplicadas para correção. Previamente à finalização das próteses, as estruturas em metal devem ser checadas quanto à adaptação e passividade.

Em 1995, Tan concluiu que a passividade absoluta de próteses sobre implantes é provavelmente impossível de ser obtida, tendo em vista que distorções inerentes a cada etapa (moldagem, obtenção de modelo mestre, enceramento, inclusão, fundição, aplicação do revestimento estético e acabamento) poderão adicionar distorções à prótese finalizada. Assim, o desafio dos procedimentos alternativos aos métodos convencionais, como soldas a laser e sistema CAD-CAM, é determinar um nível mínimo de distorção e estresse aceitável, conferindo longevidade clínica à prótese.

Jemt (1996) mediu e comparou, por meio de uma técnica de fotogrametria tridimensional, a precisão do ajuste de próteses implantossuportadas sobre o modelo mestre e intraoral sobre os implantes. Foram avaliadas 7 próteses maxilares e 10 mandibulares, cada uma envolvendo de 5 a 7 implantes. Médias de desajuste de 37 μ m e 75 μ m foram encontradas na avaliação dos modelos mestres e de 90 μ m e 111 μ m para avaliações intra-orais, para mandíbula e maxila, respectivamente. Os resultados indicaram que as próteses sobre implantes podem apresentar distorções entre a infraestrutura e os implantes de até várias centenas de micrômetros, e próteses com níveis de desajuste aceitável sobre o modelo mestre são instaladas no paciente, porém na avaliação intraoral das próteses sobre os implantes o desajuste apresenta-se maior.

Kan *et al.* (1999) relataram que a adaptação passiva de próteses implantossuportadas é um pré-requisito para o sucesso da osseointegração a longo prazo. No entanto, não há na literatura uma definição de quando há adaptação passiva, como obtê-la ou medi-la. O objetivo do trabalho foi discutir sobre os vários métodos clínicos sugeridos para a avaliação da adaptação da infraestrutura ao implante. A ausência de adaptação passiva entre próteses e implantes pode causar problemas mecânicos ao sistema (afrouxamento dos parafusos protéticos e pilares ou fratura dos vários componentes do sistema) e também biológicos (reações teciduais adversas, dor, sensibilidade, perda óssea marginal e perda da osseointegração). A precisão e a validade da avaliação clínica da adaptação das estruturas

sobre implante pode ser afetada por fatores como: número de implantes e sua distribuição, rigidez da infraestrutura, capacidade do parafuso em fechar o desajuste, e/ou localização da margem. Para estruturas longas, o teste com aperto de parafuso único é efetivo, onde as discrepâncias verticais tendem a se magnificar no pilar terminal do lado oposto ao parafuso parafusado. O teste pode ser usado em conjunto com a visão direta e uso de explorador quando as margens forem supragengivais, ou radiografias periapicais quando forem subgengivais. Os níveis de passividade sugeridos são empíricos. Na literatura, vários são os métodos citados para avaliar o grau de ajuste da interface prótese-implante, porém nenhum individualmente fornece resultados objetivos. Desta forma, é sugerido pelos autores que os clínicos utilizem uma combinação dos métodos disponíveis para precisar com fidelidade o grau de desajuste.

Guichet *et al.* (2000) avaliaram passividade e desadaptações em próteses sobre implantes parafusadas e cimentadas através de um modelo fotoelástico de arco mandibular parcialmente desdentado, no qual foram instalados três implantes. Sobre os implantes, para as próteses cimentadas foram parafusados pilares preparados e para as parafusadas foram instalados pilares cônicos. Sobre esses pilares foram confeccionadas próteses de três elementos, sendo cinco cimentadas e cinco parafusadas (n=5). Mensurações de desajuste foram realizadas por lingual e vestibular com microscópio antes e após cimentação ou aparafusamento. Diante dos resultados, antes da instalação as próteses não apresentaram diferenças com relação à desadaptação, porém para o grupo parafusado houve diferença significativa após a instalação das próteses. Houve diminuição do desajuste, enquanto que para o grupo cimentado o nível de desajuste se manteve. A avaliação da distribuição das tensões pela análise do modelo fotoelástico revelou melhor distribuição de tensões para as próteses cimentadas. A maior concentração de tensões nas próteses parafusadas pode estar associada à redução do desajuste para este grupo.

Dinato *et al.* (2001) afirmaram que adaptação passiva é um pré-requisito fundamental para o sucesso das reabilitações com implantes em longo prazo, sendo definida pelo contato máximo entre a base da infraestrutura metálica e os pilares intermediários, sem que tensões sejam geradas. Porém, a mensuração clínica de adaptação é difícil de ser obtida, sendo subjetivos os métodos utilizados para tal e dependentes da interpretação individual do profissional, estando sujeita a imprecisões. Foram consideradas as diferenças entre próteses parafusadas e cimentadas, onde as parafusadas têm como vantagem a facilidade de remoção, otimizando a preservação em longo prazo, porém a obtenção de adaptação passiva nestas

próteses é mais crítica. O aparafusamento da prótese pode mascarar a falta de adaptação, uma vez que o aperto do parafuso poderá reduzir a distância entre a base da prótese e o pilar protético, gerando tensões aos implantes, o que pode provocar afrouxamentos dos parafusos, fraturas dos componentes ou perda óssea peri-implantar. Já as próteses bem adaptadas cimentadas sobre implantes permitem maior estabilidade e passividade quando comparadas às parafusadas, porém a utilização de cimentos definitivos pode ser um fator complicador quando da necessidade de remoção do trabalho protético. Diante disso, cimentos provisórios podem ser utilizados. Os autores ressaltam ainda que a adaptação fornecida por componentes pré-fabricados é mais efetiva do que quando são utilizados casquetes metálicos confeccionados pela técnica da cera perdida

Sahin e Çehreli (2001) publicaram uma revisão de literatura sobre o significado clínico de adaptação passiva em prótese sobre implantes e quais fatores que afetam a adaptação final da prótese. Os autores afirmaram que a adaptação passiva é um dos pré-requisitos mais importantes na manutenção da interface osso-implante, sem que tensões sejam geradas aos componentes protéticos ou osso peri-implantar. Entretanto, evidências científicas mostram que adaptação passiva absoluta não pode ser obtida frente aos métodos utilizados para fabricação das estruturas, originando complicações como afrouxamento ou fratura de parafusos protéticos, fraturas de pilares e materiais de revestimento estético. Porém, não há um estudo clínico longitudinal que reporte falhas nos implantes especificamente atribuídas ao desajuste da infraestrutura. Diante disso questiona-se se passividade absoluta é realmente essencial e um fator primordial para o sucesso da reabilitação com implantes. Para os autores, adaptação marginal aceitável não é indicativa de assentamento passivo, sendo a análise de força em cada pilar e/ou componente protético antes e/ou após a cimentação ou fixação por parafusos o único método para determinar *in vivo* o quanto a estrutura é passiva. Em situações de desadaptação, o aperto do parafuso causará o surgimento de tensões no implante e ao redor dele e a magnitude das tensões estará relacionada com a quantidade de desadaptação. Distorções da infraestrutura e do implante são observadas durante o apertamento de parafusos de retenção. Em tais casos, a quantidade de desadaptação pode atingir nível de até 500µm, e a fenda pode não ser detectável com um explorador devido ao fechamento do espaço pelo aparafusamento. Na presença de maior desadaptação deve-se fazer valer do seccionamento e soldagem da peça no intuito de reduzir este desajuste. No entanto, a soldagem convencional ou a laser não promove, necessariamente, assentamento passivo, mas sim a diminuição das forças incidentes aos implantes. Os autores afirmaram que cada etapa de confecção da prótese

pode embutir distorções no resultado de adaptação final (material de moldagem utilizado, técnica de moldagem, expansão do gesso, expansão do revestimento, distorções da liga utilizada). Os autores concluíram que assentamento passivo absoluto não tem sido alcançado nas últimas três décadas e que não há consenso quanto ao nível aceitável de desajuste. À luz do conhecimento atual, embora haja alegações de que o ajuste passivo é determinante para manutenção da osseointegração e sucesso dos implantes, a obtenção de passividade absoluta parece não ser possível e, de fato, talvez seja desnecessária.

Guichet *et al.* (2002) afirmaram que para contornar a dificuldade de se conseguir o ajuste passivo da estrutura sobre implantes em peça única, sugere-se a restauração de vários implantes adjacentes individualmente. Este protocolo exige que o implante individualmente seja capaz de resistir às forças de mastigação. Restaurações não ferulizadas têm numerosos contatos interproximais que exigem ajustes antes da instalação. Diante disso, os autores compararam, utilizando modelos fotoelásticos de mandíbula parcialmente desdentada reabilitada com três implantes, próteses unitárias com diferentes graus de contato interproximal e próteses ferulizadas de três elementos, avaliando a distribuição de carga nos implantes. Para as próteses unitárias foram avaliados cinco níveis de contato interproximal: aberto, ideal (distância interproximal de 8µm), fraco (ideal + 10µm), médio (ideal + 50µm) e forte contato proximal (ideal + 90µm). Todas as próteses, unitárias e em monobloco, foram ajustadas com auxílio de silicone evidenciador e cimentadas nos modelos. Alterações na distribuição de tensão em condições de simulações de carga (6,8 kg) e ausência de carga foram analisadas em um polariscópio. Os resultados do estudo sugerem que nas restaurações não ferulizadas com contato interproximal excessivo houve aumento das tensões de tração entre os implantes e que cargas oclusais tendem a se concentrar ao redor do implante quando a força é aplicada na peça individual. As restaurações ferulizadas, além de dividirem a carga oclusal, distribuíram as tensões de forma mais uniforme entre os implantes. Sendo assim, restaurações ferulizadas apresentaram melhor distribuição de carga do que restaurações não ferulizadas. O efeito de compartilhamento de carga foi mais evidente no implante de centro, mas também foi visto nos pilares das extremidades das restaurações ferulizados. Os resultados deste estudo sugerem que contatos interproximais muito fortes levam a situações não-passivas em próteses implanto suportadas unitárias e que próteses parciais fixas unidas apresentam maior divisão da carga oclusal do que as unitárias.

Gebelein *et al.* (2003) se propuseram a comparar as alterações dimensionais de próteses parciais fixas fundidas em monobloco em ligas de cobalto-cromo, ouro e titânio

comercialmente puro, suportadas por coroas telescópicas. Para este estudo foram utilizados dois modelos diferentes, sendo um confeccionado para uma peça de quatro elementos, projetado para medir as alterações dimensionais no plano horizontal e outro de dois elementos, para avaliar alterações dimensionais no plano vertical. O segundo modelo recebeu uma variação do tipo de formato do palato, um com raio de 16mm e outro com raio de 20mm, assim como a profundidade do palato (raio de 20mm com a menor profundidade de palato – 8mm; raio de 16mm com palato plano – profundidade de 10mm; 16mm de raio com maior profundidade palatal – 16mm). Dez espécimes foram produzidos para cada liga utilizada, assim como para cada modelo, sob condições padronizadas. Todas as medições foram feitas em microscópio computadorizado, onde as margens das coroas foram analisadas. Os resultados mostraram que as estruturas metálicas sofreram significantes alterações dimensionais durante a fabricação. As variações dimensionais encontradas, tanto para o modelo de quatro elementos quanto para o de dois, foram independentes do tipo de liga utilizada. As técnicas de fundição para as três ligas ainda requerem desenvolvimento e estudo para que estruturas que se assentem passivamente possam ser obtidas. Os encurtamentos de distância encontrados entre as coroas telescópicas são mais extensos do que a mobilidade fisiológica do dente.

Hecker e Eckert, em 2003, desenvolveram um estudo com o objetivo de avaliar variações de adaptação de próteses sobre implantes após carregamento cíclico e quantificar estas variações entre cilindros de ouro e pilares intermediários em função da ciclagem. De um ponto de vista prático, a adaptação passiva é impossível de ser alcançada. Em detrimento a isso, um desajuste mínimo pode ser o objetivo clínico a ser alcançado. Até o momento, nenhum intervalo específico de desajuste foi estabelecido, abaixo do qual os problemas são mínimos e acima do qual falhas catastróficas podem ocorrer. Quinze estruturas implantossuportadas foram confeccionadas por condições de fundição convencional, posicionadas sobre cinco implantes fixados em forma de arco e carregados ciclicamente sob três diferentes posições de carregamento. Cinco peças foram carregadas em sua porção anterior, cinco foram carregadas no cantiléver posterior unilateral esquerdo e cinco carregadas bilateralmente, com auxílio de uma máquina de ensaios servo-hidráulica. Uma carga cíclica de 200N foi aplicada a cada peça por 200.000 ciclos. Foram feitas medidas lineares de desadaptação em micrômetros entre o cilindro da prótese e o pilar protético em quatro posições de referência pré-determinadas. Estas medidas foram realizadas antes da aplicação da carga cíclica, após 50.000 ciclos, e após 200.000 ciclos. Os autores encontraram uma

diminuição significativa nas dimensões de desajuste quando a carga foi aplicada na porção anterior da peça. Na aplicação da carga unilateralmente ou bilateralmente na região posterior, não foram observadas diferenças quanto à desadaptação. Diante dos achados, os autores concluíram que a diminuição no intervalo de ajuste entre o cilindro protético e o pilar, quando a carga foi posicionada na porção anterior da peça protética, foi supostamente causada pelo desgaste das duas estruturas protéticas.

Sartori *et al.*, em 2004, compararam o ajuste marginal de próteses implantossuportadas fundidas em titânio comercialmente puro ou em liga áurea, antes e após eletroerosão. Para próteses implantossuportadas, adaptação passiva é crítica para o sucesso da reabilitação, especialmente quando materiais alternativos são utilizados. Uma matriz metálica com dois implantes instalados serviu como modelo mestre para a confecção dos corpos de prova. Para o grupo 1, cinco próteses fixas de três elementos foram enceradas sobre dois cilindros de ouro, aparafusados aos intermediários sobre implante e fundidas em monobloco em liga áurea. Para o grupo 2, os cinco corpos de prova foram encerados similarmente sobre cilindros plásticos para fundição, sendo obtidos em liga de titânio comercialmente puro. Os implantes foram posicionados de modo a simular o 1º pré-molar e o 1º molar, sendo o 2º pré-molar um elemento suspenso. As peças obtidas em monobloco foram provadas no modelo mestre e testadas quanto à passividade inicial. Para as leituras foi utilizado o método de Sheffield, sendo as mensurações realizadas com auxílio de microscópio óptico comparador. Os corpos de prova dos dois grupos receberam tratamento por eletroerosão. Após o procedimento, as peças foram novamente analisadas em microscópio, seguindo a mesma metodologia da leitura inicial. Após as análises, os autores apresentaram os seguintes resultados: antes da eletroerosão, com apenas um parafuso parafusado, analisando o lado parafusado, as peças fundidas em liga áurea apresentaram melhores resultados de desajuste ($12,6 \pm 3,0\mu\text{m}$) em relação às peças fundidas em titânio ($30,1 \pm 6,4\mu\text{m}$). Quando o lado oposto ao parafusado foi analisado, foram detectados $69,2 \pm 24,9\mu\text{m}$ de desajuste para o grupo 1, em liga áurea, e $94,2 \pm 39,6\mu\text{m}$ para o grupo 2, em titânio), não havendo diferenças estatisticamente significantes entre os grupos. A eletroerosão reduziu significativamente o desajuste para ambos os grupos, em todas as condições analisadas. Comparando os dois grupos, após a eletroerosão, não houve diferenças significativas quando o lado oposto ao parafusado foi analisado. Porém, quando o lado parafusado foi analisado, o grupo fundido em liga áurea mostrou melhora no desajuste ($12,8 \pm 1,4\mu\text{m}$ para liga de ouro; $29,6 \pm 4,4\mu\text{m}$ para liga de titânio) e também quando ambos os parafusos foram parafusados ($5,4 \pm 2,4\mu\text{m}$ para liga de ouro; $16,1 \pm 5,6\mu\text{m}$ para titânio). Os

autores concluíram que próteses fundidas em titânio, apesar de mostrarem níveis maiores de desajuste em comparação às próteses obtidas em ouro, após eletroerosão apresentaram melhora no desajuste.

de Torres *et al.* (2007) mediram e compararam o assentamento passivo e o desajuste vertical de barras para próteses fixas tipo protocolo confeccionadas sobre cinco implantes e fundidas em diferentes materiais: titânio comercialmente puro (Ti cp), liga de cobalto-cromo (Co-Cr) e liga de níquel-cromo-titânio (Ni-Cr-Ti). Quinze barras foram confeccionadas, dispostas em três grupos de acordo com a liga utilizada. As mensurações de desadaptação entre as estruturas e os intermediários foram feitas em microscópio óptico, pelo teste do parafuso único, com aperto manual bilateral alternado nos implantes distais 1 e 5, e com todos os parafusos instalados com um torque de 10N.cm. De acordo com os resultados, não houve diferenças significativas de assentamento passivo entre as estruturas em Co-Cr e Ni-Cr-Ti ($p=0,313$), mas ambas as ligas foram estatisticamente diferentes de Ti cp ($p<0,001$ e $0,035$, respectivamente), que apresentou os melhores resultados. Para o desajuste vertical, Ti cp e Ni-Cr-Ti foram semelhantes ($p=0,162$) e apresentaram melhor ajuste vertical do que a liga de Co-Cr ($p<0,001$). Os autores concluíram que barras para próteses fixas tipo protocolo confeccionadas em monobloco apresentaram assentamento passivo e ajuste vertical deficiente, independente do material que tenha sido utilizado na fabricação. No entanto, os melhores resultados foram obtidos utilizando o Ti cp, seguido de Ni-Cr-Ti e Co-Cr, respectivamente. Portanto, faz-se necessário o uso de técnicas complementares como seccionamento e soldagem convencional, solda a laser, eletroerosão, ou outros métodos para obtenção de melhor passividade das estruturas.

Barbosa *et al.*, em 2008, avaliaram a relação do nível de desajuste vertical entre implante/pilar com a perda de torque em parafusos de implantes. O contato entre o pilar e a plataforma do implante é fator primordial para o sucesso da reabilitação, uma vez que reduz a carga sobre o parafuso do pilar, garantindo grande eficiência destes componentes. Mesmo uma pequena desadaptação pode resultar em mudanças na geometria do parafuso e na incidência de tensões sobre os parafusos. Para o estudo, um modelo de trabalho foi obtido a partir de uma matriz metálica usinada, tendo cinco implantes hexágono externo de 3,75mm x 9mm, com plataforma regular (4,1mm) instalados. Sobre esta matriz, foram enceradas quatro infraestruturas usando pilares calcináveis do tipo UCLA. Estas foram fundidas em monobloco em liga de titânio comercialmente puro. A desadaptação foi analisada utilizando microscópio comparador após torque de 20N.cm. Os valores de maior desajuste por pilar foram utilizados.

Os valores de torque de desaperto dos parafusos foram obtidos através de um torquímetro digital, sendo calculada a porcentagem do valor do torque inicial sobre os parafusos protéticos. Os valores médios de desajuste encontrados foram de $29,08 \pm 8,78\mu\text{m}$ e as porcentagens de perda de torque de $50,71 \pm 11,37\%$. Alto nível de perda de torque foi observado, algumas vezes aproximando-se de 70%. Não houve correlação estatística entre as duas variáveis analisadas ($p=0,295$). Os autores concluíram que nem sempre grandes valores de desajuste vertical implicarão em perdas de torque elevadas.

Tiossi *et al.*, em 2008, compararam o desajuste vertical de estruturas metálicas para próteses fixas de três elementos sobre dois implantes, fundidas em monobloco em ligas de Ti cp, Co-Cr e Ni-Cr, antes e após seccionamento e soldagem a laser e após simulações de ciclos de queima de porcelana. Em implantodontia, a precisão do assentamento entre a prótese e os pilares, bem como a passividade de assentamento favorecerão o sucesso do tratamento. Estruturas protéticas mal ajustadas sobre implantes resultarão em dor e sensibilidade, soltura de parafusos, fadiga e fratura de componentes, perda óssea peri-implantar ou ainda a perda da osseointegração. As medidas de desajuste vertical foram realizadas. Os resultados no lado parafusado não mostraram diferenças significantes. Para o lado oposto, quando comparadas as peças antes e após secção e soldagem a laser, foram encontradas diferenças para as ligas de Co-Cr (antes, $118,64\mu\text{m} \pm 91,48$; após, $39,90\mu\text{m} \pm 27,13$) e Ti cp (antes, $118,56\mu\text{m} \pm 51,35$; após, $27,87\mu\text{m} \pm 12,71$). Com ambos os lados parafusados, apenas as estruturas em Co-Cr apresentaram diferenças significativas após solda a laser. Estruturas em Ni-Cr apresentaram os menores valores de desajuste, porém as diferenças não foram estatisticamente diferentes. A simulação dos ciclos de queima da cerâmica não promoveu alterações significantes na quantidade de adaptação marginal. Os autores concluíram que todas as ligas avaliadas são adequadas para a fundição de estruturas sobre implantes e que o seccionamento das peças seguido de solda a laser é um procedimento eficaz para a redução dos níveis de desajuste, favorecendo a passividade.

de Aguiar Jr. *et al.* (2009) desenvolveram um estudo com o objetivo de comparar a precisão do ajuste de três tipos de estruturas implantossuportadas fundidas em monobloco em liga de Ni-Cr, após diferentes formas de secção (transversal e diagonal na região de pântico), seguida de soldagem a laser. Foram confeccionadas 18 infraestruturas em monobloco distribuídas em três grupos para posterior fundição (peças em monobloco, peças seccionadas transversalmente, peças seccionadas na diagonal). As estruturas seccionadas foram posicionadas sobre a matriz com torque de 10N.cm e soldadas a laser. Leituras de

desadaptação foram realizadas em microscópio óptico utilizando o método de Sheffield, com medições feitas com ambos os parafusos parafusados e apenas um dos parafusos em aperto. Os resultados obtidos mostram que quando ambos os parafusos foram parafusados, não foram encontradas diferenças entre os grupos. Na avaliação com apenas um dos parafusos parafusado, sendo as medidas realizadas no lado oposto, a desadaptação para o grupo monobloco ($57,02 \pm 33,48\mu\text{m}$) foi maior que o grupo seccionado diagonalmente ($18,92 \pm 4,75\mu\text{m}$), porém o grupo com secção transversal não apresentou resultados diferentes ($31,42 \pm 20,68\mu\text{m}$). No lado parafusado não foram encontradas diferenças entre os grupos. Os autores concluíram que o procedimento de secção diagonal melhora os níveis de desajuste vertical de estruturas implantossuportadas e ainda mostra melhora significativa na passividade das peças quando comparado ao grupo fundido em monobloco.

Barbosa *et al.* analisaram em 2010 o ajuste vertical entre implante e pilar em estruturas monobloco confeccionadas em três diferentes materiais: titânio comercialmente puro (Ti cp), cobalto-cromo (Co-Cr) e níquel-cromo-titânio (Ni-Cr-Ti). Foram confeccionadas quinze estruturas em barra para próteses fixa sobre 5 implantes. As medidas de ajuste vertical foram verificadas com os parafusos parafusados com torque recomendado pelo fabricante (Ti = $29,9\mu\text{m}$, Co-Cr = $27,05\mu\text{m}$ e Ni-Cr-Ti = $24,95\mu\text{m}$). As medidas de passividade da interface da infraestrutura foram verificadas com aperto manual de um dos parafusos e análise da desadaptação no lado oposto (Ti = $472,49\mu\text{m}$, Co-Cr = $584,84\mu\text{m}$ e Ni-Cr-Ti = $462,70\mu\text{m}$). As medidas foram obtidas com auxílio de microscópio óptico com magnificação de 30x. Os resultados mostram que não houve diferença quanto ao desajuste vertical entre Ti cp, Co-Cr e Ni-Cr-Ti. Porém, quando se avaliou passividade, o grupo Co-Cr apresentou os piores resultados, não havendo diferença entre Ti cp e Ni-Cr-Ti. Diante dos achados, os autores concluíram que os materiais utilizados não influenciaram na adaptação marginal das infraestruturas e que peças fundidas em monobloco apresentaram resultados insatisfatórios com relação à passividade.

Também em 2010, Tioosi *et al.* verificaram os efeitos de um método modificado para secção e soldagem a laser de próteses implantossuportadas de três elementos fabricadas em liga de Ni-Cr e titânio comercialmente puro (Ti cp) fundidas em monobloco, avaliando a precisão do ajuste e passividade das estruturas. Foram confeccionadas 12 estruturas de 3 elementos em monobloco suportadas por 2 implantes, distribuídas em 2 grupos (G1: Ni-Cr-controle; G2: Ti cp). O assentamento passivo das peças foi avaliado com auxílio de um microscópio óptico, nas situações de aperto de ambos os parafusos e com apenas um dos

lados parafusado. Todas as infraestruturas, então, foram seccionadas em um eixo diagonal na região do pântico (G3: Ni-Cr e G4: Ti cp). As estruturas seccionadas foram posicionadas em um modelo mestre com torque de 10N.cm e as soldagens a laser foram realizadas. O assentamento passivo foi novamente avaliado neste segundo momento. Os resultados obtidos mostraram que na situação de aperto simultâneo dos parafusos as estruturas em Ti cp em monobloco apresentaram maiores níveis de desajuste (G2: $27,57 \pm 5,06\mu\text{m}$) quando comparadas às outras (G1: $11,19 \pm 2,54\mu\text{m}$; G3: $12,88 \pm 2,93\mu\text{m}$; G4: $13,77 \pm 1,51\mu\text{m}$). No teste com um parafuso parafusado e leituras no lado oposto, estruturas monobloco em Ni-Cr foram diferentes do grupo Ti cp após secção e solda (G1: $58,66 \pm 14,30\mu\text{m}$; G4: $27,51 \pm 8,28\mu\text{m}$). No lado parafusado não foram verificadas diferenças. Os autores concluíram que a secção diagonal de estruturas em Ti cp fundidas em monobloco melhora o assentamento das mesmas e também melhora os níveis de passividade destas quando comparadas com monoblocos.

de Torres *et al.* (2011) avaliaram a correlação existente entre desajustes verticais de estruturas sobre implante e as tensões transmitidas aos implantes. Quinze estruturas em monobloco simulando barras para prótese fixa tipo protocolo foram confeccionadas sobre 5 implantes e divididas entre 3 grupos, de acordo com a liga utilizada (titânio comercialmente puro – Ti cp, liga de cobalto-cromo – Co-Cr e liga de níquel-cromo-titânio – Ni-Cr-Ti). Cada estrutura foi instalada sobre um modelo mestre com todos os parafusos parafusados com torque padronizado em 10 N.cm. As medidas de adaptação foram realizadas com auxílio de um microscópio ótico com aumento de 15x e precisão de $1\mu\text{m}$. As tensões transmitidas aos implantes foram avaliadas por meio de análise fotoelástica quantitativa, sendo cada estrutura parafusada ao modelo fotoelástico com torque padronizado em 10 N.cm. Os seguintes resultados foram obtidos para desajuste vertical: Ti cp = $22,40 \pm 9,05\mu\text{m}$, Co-Cr = $66,41 \pm 35,47\mu\text{m}$, Ni-Cr-Ti = $32,20 \pm 24,47\mu\text{m}$. Avaliando a transmissão de tensões, as estruturas em Co-Cr apresentaram os piores resultados, gerando maiores níveis de tensão ao redor dos implantes. Não houve correlação entre desajuste vertical e distribuição de tensões ao redor dos implantes para qualquer material avaliado. Todas as estruturas geraram tensões ao redor dos implantes; sendo assim ajustes são necessários quando estruturas em peça única são fundidas.

Ercoli *et al.* (2012), em um estudo clínico retrospectivo, avaliaram a influência da conferência intraoral da moldagem de transferência de próteses protocolo sobre implantes no assentamento de estruturas em monobloco. Trinta pacientes totalmente desdentados com

idades entre 49 e 73 anos foram reabilitados com próteses fixas não-segmentadas. As moldagens de transferência finais foram feitas usando materiais de impressão elastoméricos. Dezesesseis pacientes tiveram suas moldagens de transferência conferidas na boca (Grupo J). Para este grupo, foram realizadas moldagens da plataforma dos implantes sem a união dos transferentes. Após o posicionamento dos análogos dos implantes e vazamento em gesso da moldagem, novos transferentes de moldagem foram instalados aos análogos dos implantes e unidos com fio dental e fios metálicos. Resina Pattern foi aplicada sobre eles para a estabilização rígida do conjunto e obtenção de um padrão para verificação intraoral. O padrão foi seccionado em múltiplos locais, levado à boca e parafusado aos implantes para que as uniões fossem refeitas. Na sequência, o padrão foi removido da boca e análogos aos implantes foram instalados a ele. Esse conjunto foi inserido em gesso tipo IV para obtenção do modelo de trabalho. Desta forma, uma adaptação perfeita entre o padrão de transferência e os análogos foi obtida, semelhante ao que foi verificado em boca. Para os 14 pacientes restantes, o padrão de verificação não foi utilizado (Grupo NJ). As moldagens de transferência foram realizadas nos componentes protéticos já instalados em boca. Os análogos foram inseridos no molde e gesso pedra tipo IV foi vazado. As infraestruturas foram confeccionadas diretamente sobre o modelo de trabalho. Para avaliação do assentamento das infraestruturas, foi utilizado teste de Sheffield e inspeção radiográfica, determinando quais peças eram ou não passivas. Quando do uso da verificação intraoral (Grupo J = 16), todas as estruturas apresentaram assentamento passivo. Porém, quando os padrões não foram verificados em boca (Grupo NJ = 14), somente duas estruturas apresentaram passividade. Diante dos achados, os autores concluem que a união intraoral do padrão de transferência possibilitou que próteses fixas tipo protocolo fossem obtidas em monobloco com assentamento passivo satisfatório.

Oyague *et al.*, também em 2012, desenvolveram um estudo com o objetivo de avaliar o desajuste vertical e a microinfiltração de próteses fixas cimentadas sobre implantes, obtidas por diferentes métodos. Próteses fixas de 3 elementos foram confeccionadas pelos seguintes métodos: 1- escaneamento a laser e fresagem de Co-Cr (LS), 2- fundição de liga de Co-Cr a vácuo (CC) e 3- fundição de liga de Pd-Au a vácuo (CP). Cada estrutura foi cimentada sobre dois pilares pré-fabricados, com pressão constante. Os grupos foram subdivididos em três (n=10), de acordo com o cimento utilizado: 1- Ketac Cem Plus (KC), 2- Panavia F 2,0 (PF), 3- RelyX Unicem (RXU). Após 30 dias de envelhecimento artificial em água, o desajuste vertical foi mensurado através de microscopia eletrônica de varredura, e a microinfiltração avaliada com auxílio de um microscópio digital, de acordo com a profundidade de penetração

do infiltrado. Os resultados obtidos mostraram que o desajuste vertical foi afetado pela liga/técnica de confecção e cimento utilizado. As estruturas LS mostraram a melhor adaptação marginal, seguidas de CP e CC. Dentro de cada grupo, o cimento KC promoveu o melhor ajuste, enquanto que PF e RXU não mostraram diferenças significantes. Independentemente do método de confecção avaliado, o cimento KC apresentou maiores níveis de infiltração. Diante dos achados, os autores concluíram que o grupo escaneado a laser apresentou os melhores resultados de ajuste. O cimento resinoso modificado por ionômero de vidro apresentou melhor adaptação marginal, porém os piores índices de infiltração. Todos os grupos apresentaram-se dentro de faixa de desajuste aceitáveis. Peças em Co-Cr confeccionadas a partir de escaneamento podem ser uma alternativa à fundição convencional para a obtenção de passividade. Pesquisas devem ser desenvolvidas para determinar se a baixa infiltração verificada com os cimentos resinosos pode garantir um vedamento adequado que compense o maior desajuste com relação ao cimento resinoso modificado por ionômero de vidro.

Kahramanoglu e Özkan (2013) estudaram o efeito de diferentes materiais restauradores e pilares sobre a adaptação marginal e interna de próteses parciais fixas de 3 elementos com cantiléver mesial. Adaptação passiva é tida como pré-requisito indispensável para o sucesso em longo prazo dos implantes. O estudo teve por objetivo avaliar a precisão da adaptação destas próteses sobre pilares de dois sistemas de implantes diferentes: Straumann e Astra Tech. Para cada sistema, foi fabricado um modelo mandibular em resina epóxi e instalados dois implantes, um na região de primeiro molar e outro na de segundo molar. Para cada sistema de implantes foram obtidos 15 modelos de trabalho. Estes foram distribuídos em três subgrupos: G1- pilares em titânio pré-fabricados e infraestruturas em níquel-cromo fundidas pela técnica de cera perdida; G2- pilares em titânio pré-fabricados e infraestruturas em zircônia fresadas pelo sistema Zirkonzahn; G3- pilares em zircônia fresados pelo sistema Procera para implante Straumann e pré-fabricados para o sistema Astra Tech e infraestruturas em zircônia fresadas pelo sistema Zirkonzahn. As medições de desajuste foram realizadas com auxílio de microscópio óptico em magnificação de 48x. A fenda marginal foi definida como a distância vertical das superfícies internas das infraestruturas até as superfícies do pilar protético. Para cada restauração, 20 mensurações foram realizadas ao longo da fenda. Os maiores valores de adaptação interna foram encontrados nas superfícies oclusais de todos os grupos. Na análise dos valores médios das adaptações marginais, os valores mais baixos foram encontrados para G3 (51,416µm), e os mais elevados no G1 (79,394µm). Não houve

diferenças entre os subgrupos. Diante dos resultados, os autores concluíram que os valores de desadaptação encontrados no estudo variam entre 46 e 87 μ m, sendo considerados aceitáveis para a prática clínica.

Mendes *et al.* (2013) avaliaram, através de um estudo de distribuição de tensões com *strain gauges*, a deformação de pilares protéticos após aparafusamento de infraestruturas fundidas em monobloco ou soldadas. Das diferentes etapas para confecção de uma prótese, a fundição pode ter influência no ajuste protético e, conseqüentemente, na uniformidade de possíveis deformações entre os pilares protéticos. Um modelo mestre foi desenvolvido simulando uma mandíbula humana com 5 implantes. Dez infraestruturas foram confeccionadas sobre modelos de gesso obtidos a partir da moldagem do modelo mestre e distribuídas em dois grupos: peças monobloco e peças seccionadas e soldadas. *Strain gauges* foram instalados na mesial e distal dos pilares para a captação das tensões e deformações geradas aos pilares após aparafusamento das infraestruturas ao modelo mestre. As médias de deformação obtidas antes e após soldagem foram submetidas à análise estatística considerando as variáveis: pilares, localização do *strain gauge* (mesial/distal), técnica empregada (monobloco/secção e soldagem). Os achados revelaram diferenças estatísticas entre todas as variáveis. Nenhuma das infraestruturas apresentou completo assentamento passivo. O procedimento de solda levou a melhor, porém desigual, distribuição de tensões sobre os pilares.

Paniz *et al.*, também em 2013, investigaram a precisão marginal de infraestruturas confeccionadas em ouro por fundição convencional, ou em titânio comercialmente puro grau 4 e liga de cobalto-cromo obtidas por meio de fresagem computadorizada, através de um método digital. Um modelo em titânio de um arco mandibular com 6 implantes foi utilizado como modelo mestre. Ele teve suas coordenadas mensuradas através de um aparelho digital capaz de determinar pontos de coordenadas espaciais sobre uma superfície plana. Quinze infraestruturas anatômicas foram confeccionadas sobre o modelo mestre em liga de ouro por fundição convencional, fresadas digitalmente em titânio ou fresadas em cobalto-cromo. As 15 infraestruturas foram medidas da mesma forma que o modelo mestre. Infraestruturas fresadas foram medidas apenas uma vez após o procedimento de fresagem. Infraestruturas fundidas em ouro foram medidas duas vezes, sendo uma logo após sua obtenção e outra após procedimentos de adaptação. Todas elas tiveram seus pesos determinados. A média de peso para as infraestruturas fundidas foi de 33,41g; para as fresadas em cobalto-cromo, 18,12g; e as em titânio, 8,7g. Os valores médios de desvio tridimensional do ponto central para o grupo

fundido antes e após adaptação foi de 261 μ m e 49 μ m, respectivamente. Para os grupos fresados em Co-Cr e Ti o desvio foi de 26 μ m em ambos. Os autores concluíram que adaptação passiva absoluta não pôde ser obtida, independente da técnica e material utilizado. Infraestruturas fresadas apresentaram menores desvios do ponto central. Infraestruturas em titânio foram as menos pesadas.

2.2 Métodos para obtenção de passividade

Sellers, em 1989, propôs um novo *design* de estruturas de prótese sobre implantes, fixas ou removíveis. A estrutura era unida aos pilares protéticos através de cimentação intraoral, permitindo adaptação precisa da prótese aos pilares protéticos. Os objetivos do novo *design* proposto eram reduzir a incorporação de estresse ao osso que sustentava os implantes pela obtenção de adaptação precisa e simplificar os procedimentos clínicos e laboratoriais de confecção de uma prótese sobre implantes, eliminando etapas de união intraoral da peça seccionada, soldagem laboratorial e prova clínica após solda. O sistema é composto por: parafusos de retenção, buchas para retenção do parafuso que serão cimentadas à prótese, *copings* calcináveis em Duralay que serão incorporados ao enceramento da infraestrutura da prótese, cilindros que serão parafusados aos pilares e sobre os quais o sistema será cimentado, infraestrutura em monobloco fundida em liga nobre, cimento resinoso autopolimerizável. O sistema combina adaptação passiva de próteses cimentadas com a reversibilidade de próteses aparafusadas. A montagem da prótese pode ser feita de duas formas: 1- imediatamente após a fundição da infraestrutura metálica, a peça é ajustada sobre os cilindros cimentáveis em boca e a cimentação é realizada, dispensando as etapas de secção e soldagem de infraestruturas mal adaptadas. Resinas acrílicas ou compostas podem ser utilizadas como material de revestimento; 2- cimentação intraoral da peça finalizada, após aplicação do revestimento estético – por esta técnica as porcelanas também podem ser usadas como material de revestimento estético. Esta segunda técnica apresenta menor potencial de erro, uma vez que captura a posição exata do cilindro no pilar em boca e a prótese é finalizada, eliminando a possibilidade de distorções durante aplicação do revestimento estético. Após a cimentação, a peça deve ser removida para acabamento e polimento de excessos do cimento.

Van Roekel (1992) propôs uma técnica visando a melhora da adaptação entre uma barra protética e a infraestrutura metálica de uma prótese removível de arco total sobre implantes através de eletroerosão. O processo de eletroerosão tem como vantagem ser funcional em metais ou ligas duras, difíceis de se trabalhar com usinagem, e de reproduzir automaticamente qualquer forma com a utilização de apenas um eletrodo. As principais desvantagens deste tipo de técnica são as dimensões da barra em metal que receberá a eletroerosão, a tecnologia necessária para a execução da técnica em laboratório, o alto custo do equipamento e os procedimentos laboratoriais, que requerem atenção aos detalhes para a obtenção de um resultado final de sucesso.

McCartney e Doud (1993) abordaram sobre a dificuldade de se obter próteses sobre implantes bem adaptadas quando fundidas em monobloco, tendo em vista a contração da liga pela fundição. Para que o problema fosse solucionado, propuseram uma técnica para a correção do modelo de trabalho por meio de soldagens de cilindros de ouro à infraestrutura, a fim de assegurar acurada adaptação passiva da prótese aos implantes de suporte. Uma infraestrutura em monobloco foi confeccionada, na qual apenas o cilindro mais central, em ouro era incorporado. Nas demais regiões dos cilindros eram realizados orifícios. A peça era, então, provada em boca, e a união dos demais cilindros era feita com resina Duralay. Esta infraestrutura, agora com todos os cilindros em posição, era usada para correção das discrepâncias do modelo mestre para a posição real dos implantes em boca. Após o modelo ser corrigido, os cilindros de ouro eram soldados à infraestrutura, obtendo desta forma adaptação passiva, sem a necessidade de secções e soldagens da infraestrutura. O trabalho não apresenta a forma como esta adaptação obtida foi avaliada clinicamente, nem quais critérios foram utilizados para determinar a real passividade.

Jimenez-Lopes (1996) propôs uma técnica denominada Técnica do Cilindro Cimentado para confecção de estruturas em monobloco, na qual um cilindro de ouro era incorporado a ela e que orientaria o posicionamento da estrutura em boca. Na sequência, nas regiões correspondentes aos demais cilindros, estando os cilindros posicionados aos pilares protéticos, lojas eram preparadas. Estas lojas permitiam que os cilindros fossem capturados em boca através de cimentação, fazendo-se valer de um cimento resinoso de cura dual. O autor afirmou ter obtido assentamento passivo absoluto, porém não havia na literatura da época embasamento que sustentasse o achado. A técnica trazia como vantagens: facilidade e rapidez na execução, adaptação perfeita, facilidade para realização de procedimentos de polimento, reposição fácil de cilindros em casos de perda e possibilidade de incorporação de

outros cilindros. O autor trazia como desvantagens, principalmente relacionadas à presença de um cimento resinoso como agente de união, a possibilidade de porosidades e fragilidade do cimento, além da casuística clínica curta da técnica.

Evans (1997) afirmou que discrepâncias no ajuste de prótese sobre implantes são ocasionalmente encontradas durante provas clínicas e consultas de avaliação. Frequentemente, então, a restauração deve ser seccionada e meticulosamente soldada para a obtenção de um ajuste preciso. Porém, para que haja acesso para soldagem, pode-se fazer necessária a remoção do material estético, culminando na necessidade de novas consultas clínicas do paciente, além de um dispêndio maior de tempo da peça no laboratório. Diante disso, o autor descreve o uso alternativo de uma técnica de usinagem por descargas elétricas (EDM) para a correção de desajustes de próteses sobre implante. A EDM é um procedimento rápido, que proporciona um ajuste preciso e que pode ser realizado durante a prova clínica da restauração, minimizando a necessidade de procedimentos de secção e soldagem. É um processo que utiliza altas correntes elétricas para usinar os componentes metálicos. No procedimento a energia elétrica é gerada entre um eletrodo e a peça a ser trabalhada. A prótese desadaptada é removida da boca, e em seu lugar são instalados transferentes de moldagem. Os transferentes são unidos com resina GC Pattern, registrando a adaptação precisa. Este conjunto é solto, e, então, análogos são aparafusados aos transferentes, os quais são conectados à máquina de descarga elétrica. Todo este conjunto é inserido em gesso de baixa expansão. Após a cristalização do gesso, o conjunto de análogos é removido e em seu lugar a peça protética é aparafusada. O conjunto sobre o modelo conectado à máquina de descarga elétrica é levado ao interior do líquido dielétrico, que funciona ao mesmo tempo como isolante, condutor e refrigerante. As altas correntes elétricas ionizam o fluido entre o eletrodo (análogo) e a peça a ser trabalhada, produzindo um aquecimento elevado na área. O calor faz com que o fluido se evapore no interior do *gap*, assim como derreta pequena porção de metal. Na sequência, o líquido dielétrico e a superfície da liga se resfriam e partículas de metal são liberadas no local da desadaptação, preenchendo a falha. A peça protética é usinada como a forma negativa da configuração do eletrodo (análogo). Desta forma obtém-se o preenchimento da desadaptação e consequente melhora na adaptação.

Hellden e Derand (1998) descreveram e avaliaram um método para obtenção de assentamento passivo entre estruturas fundidas em titânio e implantes. A distorção da estrutura metálica de próteses durante a fundição tem sido citada como uma das principais causas de desajuste. O objetivo do estudo foi descrever um método denominado “Cresco Ti

Precision”, destinado a corrigir distorções em estruturas metálicas fundidas em titânio, e avaliá-lo quanto à distribuição de tensões através das técnicas de fotoelasticidade e *strain gauges*. Uma estrutura para prótese fixa em titânio, confeccionada em monobloco é posicionada sobre um modelo mestre, utilizando-se dois ou três parafusos mantidos em posição com cera, sem apertamento. Verificam-se neste momento as desadaptações entre a estrutura e os análogos aos pilares protéticos. O conjunto é montado em articulador de modo a preservar a relação vertical e horizontal entre a estrutura e o modelo. A prótese é então removida, novos cilindros em titânio pré-fabricados são colocados sobre o modelo de trabalho e aparafusados. Um plano horizontal é definido e cada cilindro é seccionado nesse plano. Na peça fundida o mesmo plano é definido, e suas “pernas” não seccionadas. A peça é então removida do articulador e posicionada sobre os cilindros seccionados, parafusados ao modelo de trabalho, e a união entre eles é feita através de soldagem a laser. Foram confeccionadas estruturas adaptadas pelo método Cresco Ti Precision, e estruturas tratadas convencionalmente sem nenhum método para obtenção de passividade. Estas foram analisadas através de fotoelasticidade e *strain gauges*. Os resultados fotoelásticos mostraram redução na tensão na parte do modelo que corresponderia ao osso quando posicionadas as estruturas corrigidas pelo método descrito. Quando posicionadas as peças, sem a aplicação deste método, foi verificada concentração de tensões na região correspondente ao osso na cavidade oral. Quando as cargas foram medidas através de *strain gauges*, foram encontrados para os implantes distais $41 \pm 4,3\text{N}$, para que desajustes de $180\mu\text{m}$ fossem fechados. Para o fechamento de desajustes de $30\mu\text{m}$ foram detectadas cargas de $8 \pm 8\text{N}$. As cargas detectadas para as estruturas adaptadas pelo método apresentaram valores próximos de 0. Os autores concluem que método parece ser eficiente e preciso na correção das distorções em estruturas fundidas em titânio.

Wee *et al.*, em 1999, desenvolveram uma revisão de literatura com o objetivo de apresentar técnicas eficientes para a melhora da adaptação de próteses sobre implantes, visando à passividade. Em suma, os artigos revisados eram clínicos ou técnicos. Dentre todos os métodos sugeridos, apenas alguns apresentaram comprovação clínica de melhora no assentamento passivo. A soldagem a laser após secção das peças e a usinagem por descarga elétrica (EDM) se apresentaram eficazes. Segundo os autores, deve ser atribuída ao clínico a função de decidir qual o meio mais recomendado e com o qual ele melhor se adapta para obter melhores resultados de assentamento passivo.

Romero *et al.* (2000) avaliaram 3 técnicas para correção do ajuste não passivo de infraestruturas de prótese fixa sobre implante após fundição. Foram confeccionadas trinta barras sobre dois implantes instalados em um modelo mestre metálico, fundidas em monobloco em uma liga de ouro tipo IV. Os corpos de prova foram distribuídos em três grupos para a realização das técnicas de correção pós-fundição. Os 10 corpos de prova do grupo 1 foram seccionados utilizando-se discos com 0,45mm de espessura, posteriormente unidos com resina Pattern RC e incluídos em revestimento para a realização da técnica de sobre fundição com a mesma liga utilizada na confecção das barras. No grupo 2, as peças foram seccionadas e unidas como para o grupo 1, porém a correção foi feita através de soldagem. As peças do grupo 3 receberam eletroerosão de suas bordas contra os análogos dos pilares protéticos com a intenção de retificar as bordas de adaptação das peças fundidas em monobloco. As medições de desajuste foram realizadas em todas as peças, antes e após a realização das técnicas de correção, com auxílio de um microscópio, utilizando o protocolo de teste do parafuso único. A média de desajuste inicial foi de 192µm para o grupo 1, 190 µm para o grupo 2 e 198µm para o grupo 3. Após as técnicas de correção realizadas, foram verificadas diferenças entre os grupos 1 (15µm) e grupo 2 (72µm), assim como entre os grupos 2 (72µm) e 3 (7,5µm). Não foram detectadas diferenças entre os grupo 1 e 3. Diante dos resultados, os autores concluíram que o menor desajuste foi obtido com a técnica de eletroerosão, satisfazendo assim critérios de ajuste passivo (dentro de 10µm) descritos na literatura.

Cobb *et al.* (2003) retrataram, através da execução de um caso clínico uma alternativa para reabilitação de um desdentamento total mandibular com a confecção de uma prótese fixa reversível cimentada em pilares preparados sobre cinco implantes. A dificuldade para alcançar de forma consistente um encaixe passivo em próteses aparafusadas sobre implantes está bem documentada na literatura. Próteses fixas cimentadas têm sido defendidas para contornar esta dificuldade. No entanto, a efetividade de retenção dos cimentos definitivos ou provisórios é discutida. Foi realizada uma moldagem de transferência dos implantes, com posterior confecção do modelo de trabalho e instalação dos pilares selecionados. No modelo de trabalho, os pilares foram preparados com auxílio de um paralelômetro, com angulações das paredes axiais entre 2° a 6°, garantindo uma via de inserção à prótese, além de formas adequadas de retenção e resistência. Assim, favoreceu-se a retenção e estabilidade da prótese que foi planejada para ser unida aos pilares com cimento provisório. A infraestrutura metálica foi encerada permitindo um espaço para o cimento provisório, e diferente das próteses

híbridas convencionais, não foram confeccionados acessos aos parafusos. O posicionamento dos dentes artificiais foi confirmado com uma prova ainda em cera antes da prensagem e união da base de resina acrílica ao metal e aos dentes artificiais. A infraestrutura teve seu assentamento refinado sobre o modelo de trabalho para garantir passividade à prótese. A prótese então passou pelos processos de inclusão, prensagem e polimerização fora do modelo de trabalho. Após a prensagem, foi feito acabamento e polimento e a prótese remontada para que um refinamento oclusal fosse realizado previamente à cimentação, favorecendo a distribuição de cargas oclusais. Procedeu-se então à cimentação da prótese com cimento provisório Temp Bond. A técnica apresentada pode, de início, não apresentar um perfeito assentamento passivo, mas o ajuste interno da peça fundida pode resultar em uma prótese com encaixe preciso. Outra vantagem desta técnica é a eliminação dos orifícios de acesso aos parafusos protéticos, o que favorece a estética e o engrenamento oclusal, além de ser passível de reversibilidade diante do uso de cimentos provisórios, permitindo manutenções periódicas com higienização e procedimentos de reparo. Além disso, pela eliminação dos parafusos de retenção, eliminam-se também os problemas de fadiga, fratura de componentes, e afrouxamento dos parafusos.

Goossens e Herbst (2003) avaliaram a adaptação de supraestruturas cimentadas sobre pilares de titânio, comparadas à adaptação de supraestruturas fundidas sobre cilindros de ouro. Adaptação passiva de supraestruturas implantossuportadas tem sido sugerida como um pré-requisito para a manutenção da osseointegração e o sucesso da reabilitação com implantes. Para o estudo, foi confeccionado um modelo mestre de aço inoxidável com cinco implantes. Seis supraestruturas para prótese metalocerâmica foram confeccionadas de forma padronizada e distribuídas em dois grupos. Um grupo foi composto por supraestruturas fundidas sobre pilares UCLA em ouro, enquanto que o outro por estruturas cimentadas sobre pilares cônicos de titânio. Os desajustes verticais entre os implantes e as supraestruturas foram mensurados em seis posições ao redor de cada implante, com auxílio de um microscópio de reflexão. As mensurações foram feitas após a obtenção das supraestruturas, sobre o modelo mestre, com apenas um dos parafusos parafusado com torque de 32N.cm, nos diferentes pilares e também após apertamento de todos os parafusos protéticos simultaneamente com torque de 10N.cm. Nas avaliações com um único parafuso parafusado, não houve diferenças significativas de adaptação entre os dois grupos. Quando todos os parafusos foram parafusados com 10N.cm, a média dos desajustes foi de 11,9µm para o grupo cimentado e 17,8µm para os cilindros do grupo fundido. Os resultados indicaram que estruturas cimentadas sobre pilares de titânio

apresentaram melhor grau de ajuste quando comparadas a estruturas fundidas sobre cilindros de ouro, porém os autores afirmaram que o teste do parafuso único não é um método acurado para determinar os níveis de passividade quando pequenos desajustes são avaliados.

Longoni *et al.* (2004) propuseram uma técnica para otimização da passividade de próteses sobre implante no intuito de limitar a quantidade de transferência de tensão na interface osso-implante. Uma prótese total implantossuportada parafusada, definitiva, foi confeccionada a partir de uma prótese total parafusada, provisória, de carregamento imediato. A técnica é semelhante à da cimentação passiva, porém após a cimentação intraoral da estrutura metálica sobre cilindros protéticos de titânio, a prótese foi soldada a laser para reforçar a união entre estrutura metálica e cilindro protético. Uma moldagem de arrasto da prótese provisória foi realizada, e análogos foram instalados para a confecção do modelo de trabalho em gesso tipo IV. A partir do modelo de trabalho, com a prótese provisória sobre os análogos, confeccionou-se um index em silicone para guiar a confecção da prótese definitiva nas dimensões pré-estabelecidas. A prótese provisória foi removida do modelo, instalada no paciente e passou-se à confecção da prótese definitiva com auxílio do index. Previamente ao enceramento da estrutura metálica, os pilares receberam um alívio destinado à acomodação do cimento resinoso. A fundição foi realizada em titânio grau 4. Depois de fundida, a estrutura foi avaliada quanto à passividade, ajustada sobre os análogos e levada à boca para cimentação sobre os cilindros protéticos. Após a presa do cimento, a estrutura foi enviada ao laboratório para execução das soldagens. Seguiu-se com o enceramento. Uma prova clínica final da prótese em cera foi realizada, avaliando passividade, estética e oclusão. A prótese foi então finalizada no laboratório e prosseguiu-se com a instalação intraoral. A técnica descrita permitiu a obtenção de uma prótese definitiva implantossuportada em apenas 4 sessões. Ajuste preciso foi obtido pelo uso de cilindros pré-fabricados, sobre os quais a estrutura metálica da prótese foi cimentada intraoral. A soldagem a laser promoveu uma união resistente e duradoura dos cilindros à estrutura metálica.

Hermann *et al.*, em 2007, publicaram um caso clínico onde realizaram uma reabilitação com prótese tipo protocolo sobre implantes de corpo único, utilizando a técnica do cilindro cimentado. Foram instalados 5 implantes de corpo único na região entre forames mentuais, sobre os quais a prótese protocolo foi instalada. A técnica do cilindro cimentado é composta por cilindros calcináveis, latão e titânio. Em um modelo de trabalho obtido pela moldagem de transferência dos implantes, os cilindros de latão foram parafusados sobre os análogos dos implantes. Sobre os cilindros de latão, cilindros plásticos foram posicionados e a

barra metálica encerada. Após fundição, a barra foi parafusada sobre os cilindros de latão e seguiu-se com enceramento, montagem de dentes, acrilização, acabamento e polimento da prótese. Os cilindros de latão foram substituídos pelos de titânio, dimensionalmente menores, promovendo espaço entre a estrutura metálica e o cilindro para inserção do cimento resinoso. A cimentação da prótese foi realizada com cimento resinoso Panavia. Após polimerização, a prótese foi removida do modelo de trabalho e foi realizado acabamento e polimento para posterior instalação. A instalação foi feita com torque de 20N.cm nos parafusos protéticos e a oclusão ajustada. A técnica do cilindro cimentado aparenta ser opção eficiente e segura para uso na clínica diária, pois proporciona adaptação e passividade aliados à otimização do tempo de trabalho.

Borges *et al.* (2008) analisaram o comportamento de próteses implantossuportadas confeccionadas pela técnica do cilindro cimentado frente à utilização de três diferentes marcas comerciais de cimentos resinosos. Foram avaliados 53 pacientes, sendo 26 mulheres e 27 homens, com idades entre 25 e 82 anos, apresentando reabilitações parciais (54,43%) e totais (45,57%) sobre implantes do tipo hexágono externo, interno ou cone Morse (Neodent, Curitiba, Brasil), num total de 237 implantes. Os cimentos utilizados foram: Panavia, EnForce e RelyX, em proporções diferentes de uso (Panavia – 21,94%, EnForce – 58,23%, RelyX – 19,83% do total de casos). As reabilitações variaram de 1 a 5 anos em função. Realizadas as avaliações, foi verificado que dos 237 avaliados, 5 apresentaram soltura dos cilindros (2,1%), sendo que todos haviam sido cimentados com RelyX. Os cimentos Panavia e Enforce não apresentaram problemas de soltura, obtendo um índice de 100% de sucesso. Apenas 2 implantes (0,48%), dos 237, foram perdidos após o primeiro ano de função; 16 apresentaram soltura de parafusos do cilindro (6,75%) e 31 solturas de parafusos dos pilares (13,08%). Não foi detectada báscula para nenhum dos casos avaliados. Segundo os autores, as falhas podem ter ocorrido em decorrência de falta de retenção interna na estrutura metálica, padrão oclusal, técnica de cimentação e condição de carga. A técnica do cilindro cimentado apresentou ser efetiva quando empregada em reabilitações parciais ou totais implantossuportadas, mantendo a estabilidade protética dos componentes envolvidos, independente do cimento utilizado e favorecendo a adaptação precisa da prótese ao implante.

Longoni *et al.* (2010) descreveram uma técnica de cimentação intraoral da estrutura metálica da prótese sobre *copings* eletroformados em ouro, visando à obtenção de passividade, adaptação precisa e estética em próteses totais metaloplásticas sobre implantes. A estrutura metálica foi confeccionada 1,5mm acima da margem do *coping* de ouro, desta

forma, na região próxima à margem gengival havia apenas a margem fina do *coping* (0,3mm), eliminando desta região a linha de cimentação e o material de revestimento estético, posicionados em um limite mais coronal. O selamento marginal foi garantido apenas pelo *coping*. A técnica parte de uma moldagem da posição dos implantes, com moldeira aberta, sendo os transferentes unidos com resina autopolimerizável. O modelo mestre foi vazado em gesso tipo IV e os tecidos peri-implantares reproduzidos com silicone rosa rígida. O modelo definitivo foi montado em articulador semi-ajustável. O ajuste passivo entre a estrutura metálica e os *copings* eletroformados parafusados sobre os implantes foi obtido pela cimentação intraoral da peça protética. Esta técnica permite a obtenção de precisão, passividade e estética, associada à redução do tempo de trabalho. Traz como característica a redução da espessura da margem presente nas próteses convencionais. Além disso, consegue-se uma boa camuflagem cromática da área marginal, favorecendo a estética. Uma desvantagem inerente à técnica é a presença de uma linha de cimentação, na qual o cimento resinoso não é capaz de resistir a temperaturas acima de 120°C. Por esta razão, materiais estéticos que não necessitam de aquecimento acima deste limite devem ser utilizados para recobrimento. Pesquisas futuras devem buscar o desenvolvimento de cimentos resinosos capazes de suportar temperaturas mais elevadas a fim de uma maior otimização da estética associada a maiores valores de resistência proporcionados pelas porcelanas de baixa fusão.

Briccoli *et al.*, em 2012, descreverem uma técnica de fabricação de próteses fixas definitivas sobre implantes instaladas imediatamente ao ato cirúrgico para reabilitação de mandíbulas totalmente edêntulas. Pilares secundários, parafusados sobre pilares primários instalados sobre os implantes foram utilizados como transferentes de impressão. Os pilares secundários mais tarde foram modificados para obtenção de paralelismo entre eles, para que definissem uma via de inserção à infraestrutura definitiva e pudessem ser incorporados a ela. A infraestrutura foi encerada com espaços para acomodar os pilares secundários e obtida em metal. Os espaços deixados foram ocupados pelos pilares, unidos à infraestrutura com cimento resinoso intraoralmente para obtenção de ajuste passivo. Após a cimentação, realizou-se então a montagem de dentes, enceramento, inclusão, prensagem, acabamento e polimento, obtendo a prótese metaloplástica finalizada, pronta para ser aparafusada sobre os pilares protéticos em boca. Esta técnica diminui o número de passos para a confecção da prótese, permitindo que ela esteja pronta em apenas 2 dias, reduzindo custo e tempo. Ainda tem com vantagem o relacionamento final entre a infraestrutura e os pilares não ser afetado por erros de moldagem ou por distorções ocorridas nos procedimentos laboratoriais, uma vez

que a cimentação intraoral anula estes erros e permite o ajuste passivo da prótese sobre os implantes.

Yannikakis e Prombonas (2013) avaliaram e estudaram a distribuição de tensões durante o aparafusamento de próteses de cinco elementos confeccionadas por cinco diferentes métodos. Próteses parciais fixas aparafusadas de 5 elementos (n=25) foram confeccionadas sobre 3 implantes instalados em um bloco de resina epóxi usando 5 diferentes métodos. Grupo I: liga de cobalto-cromo (Co-Cr), cilindros plásticos calcináveis e estruturas em monobloco; grupo II: liga de Co-Cr, cilindros plásticos calcináveis, estruturas metálicas seccionadas, soldagem a laser antes da aplicação cerâmica; grupo III: liga de ouro-platina (Au-Pt), cilindros de ouro, estruturas metálicas em monobloco; grupo IV, liga de Au-Pt, cilindros de ouro, estruturas metálicas seccionadas, soldagem a laser antes da aplicação cerâmica; grupo V, Co-Cr, estruturas em monobloco, cimentação sobre “pilares passivos” após acabamento final e polimento da prótese. *Strain gauges* foram instalados à prótese parcial fixa e ao bloco de resina para mensurar o surgimento de tensões durante o aperto dos parafusos. O grupo I, que combinou liga de Co-Cr, cilindros calcináveis de plástico e estrutura metálica em monobloco, foi excluído da pesquisa por apresentar estruturas com ajuste insuficiente entre os métodos utilizados. Espécimes do grupo III apresentaram maior desenvolvimento de tensão do que nos outros grupos, com valores variando de 223,1 a 2198,1 $\mu\text{m}/\text{m}$. Seccionamento e soldagem melhorou significativamente o ajuste das próteses. O grupo V, de próteses obtidas em monobloco e cimentadas sobre “pilares passivos”, apresentou os melhores níveis de ajuste, com o mínimo desenvolvimento de tensões na prótese e no bloco de resina (59 a 204,6 $\mu\text{m}/\text{m}$). Diante dos resultados, os autores concluíram que assentamento passivo absoluto de próteses sobre implantes é impossível de ser obtido pelos métodos convencionais de confecção laboratorial. A cimentação das próteses fixas sobre cilindros pré-fabricados instalados sobre os implantes reduz o surgimento de tensões, quando comparada a outros métodos de confecção.

2.3 Efeitos da queima da cerâmica sobre os metais e estruturas das próteses.

Campbell e Peleettier (1992a) avaliaram as distorções de próteses metalocerâmicas causadas pelos ciclos de queima da cerâmica. Tendo em vista a geometria tridimensional

complexa de coroas totais metalocerâmicas convencionais, foi desenvolvida uma geometria experimental simplificada no intuito de maximizar a sensibilidade das medições, eliminar variáveis de fundição, permitir medições diretas das distorções causadas pela fundição e avaliar a distorção de diferentes espessuras de colar metálico frente aos ciclos térmicos. As espessuras do colar metálico avaliadas foram de 0,1, 0,4 e 0,8 mm. As peças foram fundidas em liga de Au-Pd e testadas em suas bases antes dos ciclos de queima cerâmica, não sendo detectados desajustes quando vistos ao microscópio óptico. Após a queima cerâmica, as avaliações de adaptação mostraram que todas as peças distorceram, sendo que esta distorção ocorreu durante o primeiro ciclo de queima da liga (oxidação). Observou-se ainda que durante as etapas de queima do opaco, aplicação da porcelana e glazeamento não houve distorções significativas. Peças fundidas com colar metálico de 0,8 milímetros apresentaram distorção significativamente menor que as com 0,1 e 0,4 mm. Os autores atentaram para o fato de que restaurações clínicas, devido à sua configuração com várias paredes, podem apresentar diferentes resultados de distorção.

No mesmo ano, Campbell e Peleetier (1992b) desenvolveram um novo trabalho avaliando a etiologia das distorções causadas pelo ciclo de queima de cerâmica. Foram utilizados neste estudo os mesmos corpos de prova utilizados no trabalho publicado anteriormente. Técnicas para minimizar estas distorções também foram analisadas. Qualquer explicação da etiologia das distorções causadas pelos ciclos térmicos em restaurações metalocerâmicas deve considerar a magnitude da distorção observada, tempo e direção da deformação. Foram testados diferentes tipos de metodologia para o tratamento do metal, antes da aplicação da cerâmica. Os autores observaram que: as distorções significantes ocorreram durante o primeiro ciclo de queima da liga, o ciclo de oxidação; os espécimes submetidos a trabalho a frio e posteriormente submetidos à oxidação apresentaram distorções significativamente maiores do que qualquer outro grupo; redução significativa na distorção foi observada nos corpos de prova tratados a frio e submetidos ao ciclo de oxidação quando o ciclo térmico inicial foi completado antes que os corpos de prova fossem tratados a frio; determinou-se que a causa primária da distorção pelo ciclo térmico foi a liberação de tensões da fundição da liga, associada ao efeito sinérgico do tratamento a frio da peça; o tratamento térmico das inclusões resultou em significativa redução na distorção da liga, estes corpos de prova não apresentaram diferenças de um grupo hipotético que não tivesse sofrido alterações; o tratamento a frio e o ciclo de queima após a oxidação inicial não resultou em distorção

adicional; por fim, a aplicação do corpo da porcelana não resultou em distorções nas peças estudadas.

Campbell *et al.* (1995) avaliaram os efeitos dos ciclos de queima da cerâmica e dos acabamentos de superfície do metal na distorção de restaurações metalocerâmicas. Relataram que a adaptação de restaurações metalocerâmicas é perdida após os ciclos de queima da cerâmica devido aos efeitos das altas temperaturas. Neste estudo foram analisados os efeitos da queima cerâmica, acabamento superficial e trabalho a frio e seus efeitos sobre a adaptação marginal. Métodos para minimizar a perda de adaptação marginal também foram analisados. Uma matriz metálica foi preparada à semelhança de um dente com 8 mm de diâmetro e 6 mm de altura, com conicidade de 8°. Uma pequena cavidade excêntrica foi realizada na superfície oclusal, para que os corpos de prova fossem sempre posicionados corretamente. Os *copings* analisados possuíam 0,5 mm de espessura em suas paredes, 0,4 mm de espessura no colar vestibular e 2,0 mm de espessura no colar lingual. Os *copings* foram realizados de maneira que a cobertura cerâmica fosse total, com 0,5 mm de espessura. Antes da realização dos ciclos térmicos, todos os *copings* foram analisados microscopicamente e não apresentaram desajustes marginais. Diante dos resultados, os autores concluíram que: as queimas da cerâmica das restaurações resultaram em aumento das aberturas marginais e os maiores níveis de desadaptação ocorreram durante a primeira queima; as restaurações que receberam trabalho a frio e posterior oxidação apresentaram os maiores níveis de desajuste avaliados; foi verificada melhora na adaptação marginal das restaurações metalocerâmicas quando um ciclo térmico inicial foi realizado antes do tratamento a frio da liga; nenhuma perda adicional de adaptação marginal ocorreu após tratamento a frio seguido da queima cerâmica quando estes passos foram realizados posteriormente ao tratamento térmico inicial.

Gemalmaz *et al.* (1998) avaliaram as distorções em próteses parciais fixas metalocerâmicas de três elementos causadas pelos ciclos de queima cerâmica em diferentes estágios de queima. Para o estudo foi confeccionado um modelo mestre simulando a perda do primeiro molar inferior, sendo os dentes adjacentes ao espaço anodôntico os pilares para a confecção de uma prótese fixa de 3 elementos. Foram confeccionadas dez peças, sendo cinco obtidas em liga de Ni-Cr e outras cinco em liga de Pd-Cu. As distorções nas estruturas foram medidas por meio de alterações de ajuste interno, medidas horizontais lineares do comprimento da estrutura e mudanças no ajuste vertical de cada pilar da prótese. As medições foram efetuadas inicialmente, após a degaseificação das peças e após os ciclos de glazeamento. Diferenças de mensurações entre as duas fases de queima variaram de -47 a

81,7 μ m. Para ambos os grupos, foram observadas distorções nas estruturas analisadas após o ciclo de condicionamento do metal e também após as queimas da cerâmica, o que causou aumento no *gap* vertical dos retentores, levando à perda no ajuste vertical das estruturas estudadas em relação aos pilares. Distorções horizontais nas estruturas metálicas foram encontradas principalmente após o ciclo de degaseificação do metal, sendo o achado atribuído à liberação de tensões residuais durante este primeiro ciclo de queima. Os valores médios de variações de ajuste interno foram maiores quando da queima da porcelana do que para degaseificação, não sendo detectadas diferenças entre os tipos de liga utilizados. Diante dos achados, os autores concluíram que a distorção tridimensional ocorreu para ambos os grupos durante os ciclos de queima da porcelana. Distorções observadas após os ciclos de queima da porcelana foram significativamente maiores do que após o tratamento térmico das ligas. Tal fato foi atribuído à contaminação interna dos *copings* com porcelana e à redução da resiliência do metal, considerando a rigidez da cerâmica. Os efeitos múltiplos destes dois fatores mudam a magnitude de distorção em estruturas de próteses parciais fixas quando comparadas a coroas simples ou em folhas metálicas.

Zervas *et al.* (1999) avaliaram as distorções inerentes à fundição, soldagem e simulação de queima de cerâmica em próteses parciais fixas de três elementos aparafusadas sobre implantes. Dez padrões em cera foram confeccionados sobre um modelo de gesso contendo dois implantes, distantes 40mm entre si. Cinco espécimes foram fundidos em liga com alto teor de paládio, submetidos à simulação de queima de porcelana, seccionados e soldados com solda de baixa fusão. Outros cinco espécimes foram fundidos, seccionados, soldados com solda de alta fusão, e então submetidos à simulação de queima cerâmica. Para cada corpo de prova, duas distâncias horizontais e seis entre pontos de referência selecionados foram mensuradas com auxílio de um microscópio em magnificação de 200x. Comparações foram feitas entre as mensurações obtidas após a obtenção dos padrões de cera, fundição, soldagens e a cada queima cerâmica. Foram encontradas diferenças significantes na quantidade de distorção entre fundição ($53 \pm 24\mu$ m) e soldagem por alta fusão ($-49 \pm 50\mu$ m), bem como na quantidade de distorção horizontal durante soldagem por alta fusão ($53 \pm 24\mu$ m) e soldagem por baixa fusão ($17 \pm 26\mu$ m). No entanto, diferenças clinicamente significantes não foram encontradas na quantidade de distorção horizontal durante fundição e soldagens por alta e baixa fusão. A maior quantidade de distorção durante as simulações de queima da cerâmica ocorreu após o ciclo de oxidação da liga. Diante dos resultados, os autores concluíram que os procedimentos de soldagem não melhoraram os desajustes promovidos

pela fundição de uma prótese fixa de três elementos sobre o modelo com implantes; estruturas de prótese fixa metalocerâmica sobre implantes devem ser oxidadas antes da avaliação de ajuste intraoral, tendo em vista que os maiores níveis de distorção ocorreram após o ciclo de oxidação.

Oruç e Tulunoglu, em 2000, avaliaram a adaptação marginal e interna de restaurações metalocerâmicas e infraestruturas fundidas em liga de níquel-cromo e titânio comercialmente puro antes e após queima cerâmica. Dezesesseis infraestruturas metálicas foram fundidas, sendo oito em liga de níquel-cromo (Ni-Cr) e oito em titânio (Ti cp), usadas diretamente para mensurações de adaptação. Porcelana foi aplicada em outras dezesesseis infraestruturas, os ciclos de queima realizados e então as medidas de adaptação mensuradas. As medidas foram registradas entre seis pontos para avaliação do ajuste marginal e em outros seis pontos pré-determinados para o ajuste interno. Diferenças significantes foram encontradas entre os pontos definidos na oclusal para os grupos testados. Adaptações marginal e interna para as estruturas em Ni-Cr sem aplicação de cerâmica foram melhores do que estruturas em titânio sem aplicação de cerâmica. No entanto, após a queima da cerâmica, não foram detectadas diferenças significantes entre os grupos. Os autores concluíram que as adaptações marginal e interna para coroas em titânio foram inferiores às em níquel cromo, porém ambas aceitáveis clinicamente.

Papazoglou *et al.* (2001) estudaram um método para mensurar a distorção de *copings* para coroas metalocerâmicas unitárias obtidos em liga de alto teor de paládio com composições representativas de ligas comerciais, tendo em vista o questionamento da estabilidade dimensional de algumas ligas com alto teor de paládio. Quatro ligas com alto teor de paládio contendo cobre e três ligas sem cobre foram testadas. Uma liga de prata-paládio foi incluída para comparações, e uma liga de ouro-paládio foi utilizada como controle. Através de pontos de referência definidos na margem, cinco diâmetros entre uma margem e outra, nas faces méso-distal e buco-ligal, foram mensurados com auxílio de um microscópio em quatro diferentes momentos: após fundição, após oxidação, após duas simulações de queima de opaco, e após duas simulações de queima de porcelana. As distorções dos vários espécimes foram comparadas considerando as combinações de ligas, os momentos de mensuração, e as mensurações do desajuste. Os autores verificaram que a maioria das ligas com alto teor de paládio tiveram distorções em altas temperaturas, não diferente do encontrado para o grupo controle. As distorções ocorreram principalmente durante o ciclo de oxidação da liga. Os resultados sugerem que pequenos valores de distorção para as ligas não são capazes de levar a

problemas clínicos, uma vez que os valores são baixos e existem técnicas laboratoriais que pode ser usadas para neutralizar estas distorções.

Fonseca *et al.* (2003) avaliaram o ajuste marginal de *copings* fabricados em titânio comercialmente puro (Ti cp) e em liga de titânio-alumínio-vanádio (Ti-6Al-4V) após a queima cerâmica, e a influência da liberação de tensões na adaptação marginal, comparados a *copings* fundidos em liga de paládio-prata (Pd-Ag) submetidos somente à queima cerâmica. 50 molares bovinos receberam preparos para coroas totais metalocerâmicas, a partir dos quais modelos de trabalho em gesso foram obtidos para o enceramento dos *copings*. As fundições foram realizadas e os grupos experimentais organizados (n=10): liga Ti-6Al-4V não tratada, liga Ti-6Al-4V tratada, Ti cp não tratado, Ti cp tratado e liga de Pd-Ag. Os ciclos de queima cerâmica foram realizados em todos os corpos de prova através do sistema Rematitan. O tratamento para liberação de tensões foi realizado com a primeira temperatura de queima da porcelana (800° C), com o intuito de liberar as tensões do processo de fundição. As medidas de desajuste foram realizadas logo após fundição e após cada procedimento de queima da cerâmica recomendado pelo fabricante, e comparados à liga de Pd-Ag submetida apenas ao protocolo de queima da cerâmica. Após a fundição os seguintes resultados de desajuste marginal (inicial) foram encontrados: liga Ti-6Al-4V não tratada 84,43µm, liga Ti-6Al-4V tratada 76,35µm; Ti cp não tratado 86,09µm, Ti cp tratado 97,66µm; liga de Pd-Ag 58,11µm. Todos os grupos exibiram diferenças significantes nos valores da adaptação marginal quando a condição inicial foi comparada à condição após a queima da cerâmica, havendo aumento da desadaptação marginal. Não houve diferenças entre os grupos tratados termicamente para relaxamento de tensões e os que não receberam tratamento.

de Vasconcellos *et al.* (2005) avaliaram os efeitos das altas temperaturas dos ciclos de sinterização de porcelanas na desadaptação de infraestruturas de prótese sobre implantes, e os efeitos do tratamento com pré-aquecimento nas alterações dimensionais da peça. Para o estudo foram confeccionadas quatorze infraestruturas de seis elementos, em níquel-cromo, suportadas por dois implantes em seus extremos. Metade das peças foi fundida em monobloco, adaptada sobre o modelo mestre e exposta à simulação de queima de porcelana (Grupo controle). A outra metade das peças foi obtida da mesma forma, porém recebeu tratamento com pré-aquecimento prévio à simulação de queima de porcelana. As leituras de desajuste foram realizadas com auxílio de microscópio eletrônico de varredura, antes e após a simulação de sinterização cerâmica. O desajuste no grupo controle aumentou após as simulações de queima de porcelana (antes: 41,73µm; após: 54,11µm). Para o grupo teste não

houve alterações de desajuste antes e após as simulações de queima (antes: 55,22 μ m; após: 58,71 μ m). O pré-aquecimento não levou a alterações na distorção final das peças, uma vez que os valores de desajuste pós-queima cerâmica mostraram equivalência estatística. Foi encontrada diferença estatística entre os grupos após o primeiro momento de avaliação (grupo controle: 41,73 μ m; grupo teste: 55,22 μ m). O desajuste para o grupo teste antes e grupo controle após queima da porcelana mostraram equivalência estatística. Diante dos resultados, os autores concluíram que: nas estruturas confeccionadas de modo usual, sem tratamento com pré-aquecimento, o desajuste aumentou após as simulações de queima da porcelana; o pré-aquecimento não alterou a distorção final das peças resultante da queima da porcelana; com o tratamento de pré-aquecimento, a maior quantidade de distorção ocorreu antes dos ciclos de queima da porcelana.

Tiossi *et al.* (2008) compararam o desajuste vertical de infraestruturas metálicas de três elementos aparafusadas sobre implantes obtidas em liga de níquel-cromo (Ni-Cr), cobalto-cromo (Co-Cr) e titânio comercialmente puro (Ti cp) após fundição em monobloco, secção e soldagem a laser e simulação de ciclos de queima de porcelana. As avaliações de passividade foram realizadas pelo teste do parafuso único com aperto de 10N.cm. As leituras foram realizadas no pilar com parafuso parafusado no lado oposto, solto. A localização do parafuso foi invertida e novas leituras foram realizadas. Também foram medidos desajustes com ambos os parafusos parafusados. As mensurações foram realizadas com auxílio de microscópio óptico em magnificação de 15x. Foram feitas 3 medidas por face (mesial, distal, vestibular e palatina), totalizando 12 valores de desajuste por pilar, após cada situação experimental. Os resultados para o lado parafusado não mostraram diferenças significantes. Para o lado oposto, solto, diferenças foram encontradas para Co-Cr e Ti em monobloco (118,64 $\pm$ 91,48 μ m; 118,56 $\pm$ 51,35 μ m) quando comparadas após soldagem (39 $\pm$ 27,13 μ m; 27,87 $\pm$ 12,71 μ m, respectivamente). Com ambos os parafusos parafusados, apenas Co-Cr apresentou diferenças após soldagem. A liga de Ni-Cr mostrou os menores níveis de desajuste. A simulação dos ciclos de queima da porcelana não promoveu diferenças significantes.

Almeida *et al.* (2010) avaliaram a influência do ciclo de sinterização da porcelana na adaptação marginal de infraestruturas fundidas em Ni-Cr-Ti em função da biomecânica do preparo. Ligas de Ni-Cr-Ti podem minimizar as distorções pelas altas temperaturas de cocção, pois o titânio em sua composição apresenta altos pontos de fusão. Foram confeccionados quarenta troquéis metálicos que receberam preparos variando sua conicidade e término: 1-

término em ombro e conicidade de 6°; 2- ombro e 20°; 3- plano inclinado e 6°; 4- plano inclinado e 20°. *Copings* para coroas metalocerâmicas foram confeccionados sobre cada troquel preparado. Leituras de ajuste marginal foram realizadas com auxílio de estereomicroscópio com magnificação de 32x antes e após a simulação da queima da porcelana. As mesmas condições de posicionamento dos *copings* foram obtidas para a repetição das leituras. As médias de desajuste marginal antes e após queima cerâmica para as diferentes situações analisadas foram: 1- 111,92µm, antes, 127,31µm, após; 2- 124,15µm, antes, 135,48 µm, após; 3- 122,19µm, antes, 138,77µm, após; 4- 166,09µm, antes, 186,72µm, após. Diante dos resultados, os autores concluíram que a queima da porcelana influenciou negativamente o ajuste dos *copings*, independentemente do tipo de preparo realizado.

Cho *et al.*, em 2012, avaliaram em um estudo *in vitro* o efeito de repetidos ciclos de queima de cerâmica na adaptação marginal de coroas anteriores confeccionadas em cerâmica prensada com dois diferentes tipos de termos cervicais. A adaptação marginal de coroas metalocerâmicas é afetada pelos ciclos de queima das porcelanas aplicadas. Os efeitos das múltiplas queimas sobre a integridade marginal de coroas confeccionadas com cerâmica prensada ainda não é conhecida. 40 coroas unitárias anteriores prensadas foram confeccionadas por 2 sistemas (IPS Empress Esthetic e IPS e.max Press), com 2 diferentes tipos de termos cervicais (ombro e chanfro), sobre uma matriz em resina epóxi, e distribuídas em 4 grupos (n=10): e.max ombro (EmS), e.max chanfro (EmC), Empress ombro (EpS), Empress chanfro (EpC). As mensurações de adaptação foram feitas após a prensagem cerâmica (controle) e após 5 estágios de queimas cerâmicas: 1- queima do opaco, 2- primeira incisal, 3- segunda incisal, 4- caracterização e glaze, 5- correções. As variações de adaptação marginal foram medidas com auxílio de microscópio em magnificação de 200x. As mensurações foram feitas sem cimentação nas 4 superfícies de cada dente. As médias e desvios padrão do desajuste marginal após prensagem são apresentados: EmS – 27,5µm (19,4), EmC – 30,2µm (18,6), EpS – 35,1µm (20,0), EpC – 27,2µm (13,7). A média de variação da adaptação marginal para o grupo e.max, a partir da queima do opaco até a última queima corretiva, foi de 0,33µm. Para o grupo Empress esta média foi de 0,27µm. Diante dos resultados, os autores concluíram que não houve variações de adaptação marginal significantes quanto ao tipo de cerâmica ou o tipo de término do preparo e suas interações. No entanto, houve diminuição significativa da desadaptação após a queima de caracterização e *glaze*.

Vasconcellos *et al.*, também em 2012, investigaram os efeitos dos ciclos de queima da porcelana sobre o desajuste de infraestruturas de próteses sobre implante, analisando a influência de tratamento com pré-aquecimento nas alterações dimensionais. Quatro implantes foram instalados em um bloco de poliuretano e foi confeccionado um modelo mestre a partir da moldagem destes implantes. Dez infraestruturas para próteses implantossuportadas retidas por parafuso foram enceradas sobre o modelo mestre, fundidas em liga de prata-paládio e distribuídas em dois grupos: grupo controle (GC, n=5): fundição da infraestrutura em segmentos e posterior soldagem a laser; grupo teste (GT, n=5): fundição da infraestrutura em segmentos, pré-aquecimento e soldagem a laser. O pré-aquecimento foi realizado pela simulação de um ciclo de oxidação da liga com as peças aquecidas em forno cerâmico até 600° C. Esta temperatura foi elevada em 55° C por minuto até atingir 1010° C, sendo mantida por 5 minutos. Aguardou-se o resfriamento das peças em temperatura ambiente e procederam-se as soldagens. Após as soldagens as estruturas foram submetidas à simulação de 7 queimas de cerâmica, seguindo as recomendações do fabricante. Todas as amostras foram analisadas com *strain gauges* instalados ao redor dos implantes após soldagem, oxidação e queima cerâmica. Os valores de tensão no GC após queima da cerâmica foram significativamente maiores do que nas outras etapas, não sendo observadas diferenças entre o ciclo de oxidação e queima da cerâmica. Para o GT, não foram observadas diferenças de tensão entre os momentos analisados. Diante dos resultados, os autores concluíram que: os ciclos de queima da porcelana levaram a alterações dimensionais significantes com consequente aumento do desajuste; o pré-aquecimento das estruturas antes da soldagem pode controlar as alterações dimensionais em altas temperaturas e evitar o aumento do desajuste.

Kim *et al.* (2013) compararam os *gaps* marginal e interno de coroas metalocerâmicas com infraestrutura em cobalto-cromo, confeccionadas por dois diferentes métodos (fundição e sinterização seletiva por laser), antes e após queima da porcelana. Além disso, o estudo avaliou se coroas confeccionadas por sinterização seletiva a laser têm a mesma aceitabilidade clínica que coras fundidas. Para o estudo, um preparo para coroa total metalocerâmica foi confeccionado sobre um bloco em titânio. As moldagens deste modelo mestre originaram dez modelos de estudo, sobre os quais os *copings* foram confeccionados. Foram feitos dez *copings* para cada grupo analisado. As medições de adaptação inicial foram realizadas logo após a obtenção das peças, com auxílio de um microscópio digital com magnificação de 160x. Na sequência, foi realizada aplicação de porcelana sobre as infraestruturas de modo convencional, e então novas leituras de desajuste foram feitas. Os *gaps* marginal e interno

foram mensurados por técnicas de replicação bi e tridimensionais, respectivamente. Em ambos os grupos, o desajuste aumentou após aplicação da cerâmica. Em todas as áreas de mensurações, o *gap* dos *copings* e das coroas metalocerâmicas finalizadas produzidos por sinterização seletiva a laser foi maior do que para coroas produzidas por fundição. Foram detectadas diferenças estatísticas entre coroas fundidas e confeccionadas pelo método a laser. Os autores concluíram que, embora o desajuste de próteses fixas encontrado no grupo sinterizado a laser tenha sido maior que as peças produzidas por fundição convencional, em todas as áreas de mensuração nenhuma excedeu os limites clinicamente aceitáveis.

2.4 Afrouxamento de parafusos de próteses sobre implante.

Jemt e Pettersson (1993) publicaram um *follow-up* de três anos analisando pacientes que receberam implantes unitários. Cinquenta pacientes foram avaliados após a instalação das coroas protéticas. Os autores verificaram a perda de 1 (1,4%) dos 70 implantes instalados durante o acompanhamento, com taxa 98,5% de sucesso. A complicação com maior incidência foi o afrouxamento de parafusos de pilares protéticos. 44,9% das restaurações tiveram que ser reapertadas pelo menos uma vez durante o período de avaliação.

Breeding *et al.* (1993) compararam a quantidade de torque necessária para afrouxar parafusos de três diferentes combinações de sistemas pilar/implante anti-rotacionais, com ou sem aplicação de adesivo sobre a junção parafusada, após simulação de movimentos intraorais com carga de 6 kg. Foram avaliadas conexões octógono interno, hexágono externo e hexágono interno. Todos os pilares eram anti-rotacionais, retos, indicados para próteses unitárias. Dentes pré-molares foram confeccionados sobre os pilares para a aplicação da carga. Os parafusos receberam 22,6N.cm de torque inicial, que foi reaplicado após 10 minutos para eliminação do efeito de acomodação das roscas metálicas do parafuso ao implante. Após 2 minutos o torque final de desaperto foi aferido. Os parafusos foram parafusados novamente, seguindo o mesmo protocolo inicial e levados a máquina de ciclagem. Após aplicação de carga, o torque de desaperto final foi avaliado. Os resultados obtidos não mostraram diferenças entre os valores de destorque inicial e após aplicação de carga, assim como não houve diferença significativa nos parafusos dos sistemas hexágono externo e octógono interno, após simulações de 1 e 6 meses. Porém, para o sistema hexagonal interno, houve diminuição

significante nos valores de destorque após as simulações cíclicas referentes a 1 mês, o que não foi verificado após 6 meses de simulação. A aplicação do sistema adesivo levou a aumento significativo do torque necessário para remoção dos parafusos do sistema hexágono interno, mas não para os sistemas hexágono externo e octógono interno.

Dixon *et al.* (1995) compararam o afrouxamento, rotação e deflexão de pilares protéticos de 3 sistemas de implantes (1 hexágono externo e 2 hexágonos internos), após carregamento mecânico. Foram avaliados pilares retos e angulados de 25° e 30°. Para a execução do ensaio mecânico, foram confeccionadas sobre os pilares amostras com inclinação cuspídea de 25° e mesa oclusal plana. Em uma máquina de ensaios cada amostra foi submetida a movimentos recíprocos horizontais compressivos com carga vertical de 26,69N por ação de ponta esférica que percorria 3mm na superfície cuspídea inclinada e 1mm sobre a superfície oclusal plana, em frequência de 60 ciclos/mim, simulando 1 mês de função. Os pilares foram instalados com torque inicial recomendado e reapertados após 10 minutos da instalação. Após três minutos o destorque foi aferido. Uma nova sequência de instalação dos pilares foi feita para que os corpos de prova fossem levados à máquina de ensaios. Após aplicação da carga, o torque de desaperto foi mais uma vez aferido. Os valores obtidos para soltar os parafusos antes e após aplicação de carga foram comparados entre cada sistema. Os resultados obtidos mostraram que não houve diferenças significantes entre os pilares retos e angulados para as variáveis analisadas nos três sistemas de implante testados.

Binon e McHugh (1996) avaliaram o efeito da eliminação do desajuste rotacional na estabilidade da junção parafusada implante/pilar. Pilares confeccionados a partir de cilindros pré-fabricados com base em ouro ou cilindros plásticos calcináveis foram instalados sobre implantes hexágono externo de diversos fabricantes, com suas dimensões previamente conhecidas. Os pilares confeccionados a partir de sobre fundição de cilindros com cinta em ouro receberam apenas acabamento padrão após serem desincluídos e foram analisados em microscópio sob aumento de 10x para detecção de irregularidades. Pilares obtidos a partir de cilindros plásticos foram retrabalhados em torno, sendo maquinados nas mesmas dimensões dos hexágonos dos implantes, o que proporcionou uma redução do desajuste rotacional entre componente e implante. Os pilares foram instalados com torques de 20N.cm e 30N.cm, em duas fases distintas, sendo a desadaptação rotacional de todos aferida. Todas as amostras foram, então, submetidas à carga cíclica de 133,3N, em frequência de 1.150 ciclos/mim. Os pilares com cinta pré-fabricada, aparafusados com 20N.cm, falharam na média de 357.162 ± 77.981 ciclos. Os pilares obtidos a partir de cilindros calcináveis de plástico e retrabalhados

foram ciclados até 1 milhão de ciclos sem verificação de falhas. Com torque de 30N.cm, pilares com cinta pré-fabricada falharam em média com $5 \times 10^6 \pm 2,2 \times 10^6$ ciclos. Dois de cinco pilares obtidos a partir de cilindros calcináveis e retrabalhados falharam em 4,3 e 9,5 milhões de ciclos. Os restantes não mostraram evidência de afrouxamento após 10 milhões de ciclos. Os resultados indicaram direta correlação entre desajuste rotacional e perda de torque de parafusos. Juntas aparafusadas podem se tornar mais resistentes à perda de torque de parafusos pela eliminação do desajuste rotacional.

Binon, em 1998, avaliou a eficácia de uma técnica para prevenir o desaperto de parafusos após carregamento cíclico. Pilares cônicos personalizáveis tipo UCLA foram usados para confecção dos corpos de prova e aparafusados sobre os implantes com parafusos de titânio e torque de 20N.cm. O torque foi reaplicado após 10 minutos. No interior do UCLA, sobre o parafuso de retenção, foi injetado um poliéter para moldagens (Impregum), aplicado com seringa e condensado com uma bolinha de algodão e condensador de amálgama. Os excessos foram removidos e o selamento do orifício oclusal realizado com resina composta. Foram confeccionadas 5 amostras para o grupo controle, que não recebeu o método para prevenção da perda de torque, e outras 5 amostras para o grupo teste. As amostras foram carregadas ciclicamente em 133,3N. A junção implante/pilar foi monitorada para registrar o número de ciclos até o momento em que ocorresse a falha (fraturas ou afrouxamentos). Os resultados obtidos mostram que o grupo teste falhou em $1.141.472 \pm 830.544$ ciclos. Já o grupo controle, em $2.447.214 \pm 796.654$. O autor concluiu que a técnica avaliada não aumentou a resistência dos parafusos de retenção ao afrouxamento, sendo que o grupo controle manteve uma média de ciclos maior do que o dobro da média de ciclos suportada pelo grupo teste.

Goodacre *et al.* (1999) publicaram revisão de literatura visando determinar os tipos e fornecer dados sobre frequência de complicações em implantes osseointegrados. Foram avaliados estudos clínicos publicados em Inglês entre 1981 e 1997. Complicações mecânicas foram relatadas, dentre as quais afrouxamento/fratura de parafusos, fraturas de implantes, fratura de materiais de revestimento, falta de retenção de *overdentures*. Afrouxamentos de parafusos de pilares protéticos foram relatados em grande número de estudos, variando de 2% a 45% dos pilares. Entre os tipos diferentes de próteses a maior incidência de afrouxamento foi encontrada em coroas unitárias. Fraturas de parafusos protéticos ocorreram em menor frequência do que fraturas de parafusos de retenção em ouro. A complicação mais comum relatada para coroas unitárias foi o afrouxamento de pilares e/ou parafusos de retenção

protética, havendo maior incidência em coroas unitárias na área do pré-molar e molar quando comparadas com regiões anteriores. Possíveis causas de afrouxamento dos parafusos e/ou fraturas incluíram peças mal ajustadas, remodelação óssea e liberação de tensões na articulação dos parafusos, força de torque reduzida e forças oclusais excessivas.

Aboyoussef *et al.* (2000) avaliaram a efetividade de um sistema anti-rotacional no afrouxamento de parafusos de próteses unitárias sobre implante. Três grupos foram testados: a- pilar *Standard*, b- pilar *Standard* modificado com quatro degraus negativos distribuídos de maneira equidistante ao longo de sua plataforma, c- pilar *Estheticone*, (com desenho antirrotacional inserido). Foi realizada uma comparação da resistência rotacional dos três tipos de pilares. Sete pilares por grupo foram instalados sobre análogos de implantes com torque de 20N.cm. Coroas metálicas foram confeccionadas, fundidas em liga à base de ouro-paládio, e parafusadas aos pilares com parafusos de ouro e torque de 10N.cm. Os espécimes foram ensaiados em dispositivo de aplicação de torque, com forças de cisalhamento incidindo no sentido horário, sendo aplicadas até o momento de falha (fratura ou afrouxamento) dos parafusos de retenção em ouro ou do parafuso do pilar. As análises mostraram que todos os grupos apresentaram afrouxamento de parafusos e nenhuma fratura foi detectada. Para os grupos “b” e “c”, os valores de torque na falha foram similares (69,6 e 71N.cm), enquanto que para o grupo “a”, o valor de torque foi significativamente menor (21,3N.cm). Nos grupos com pilar *Standard* modificado e *Estheticone*, o afrouxamento ocorreu no pilar. No grupo com pilar *Standard*, o afrouxamento foi do parafuso de retenção da prótese. Os autores concluíram que a adição de uma resistência anti-rotacional favoreceu a manutenção da pré-carga nos parafusos e favoreceu a resistência ao afrouxamento

Weiss *et al.* (2000) avaliaram o efeito de apertos repetidos no valor do torque de remoção de parafusos de pilares de sete diferentes sistemas. Juntas dos parafusos do pilar quando em função tendem a afrouxar. Durante os procedimentos de moldagem e fabricação da prótese, repetidos apertos e solturas dos parafusos dos pilares podem causar desgaste do componente e diminuir a fricção das partes em contato, resultando em alteração na resistência de remoção e perda de pré-carga em função. O estudo teve por objetivo avaliar os valores de torque de remoção após simulação de inúmeros apertos e fechamentos de parafusos de pilares. 200 ciclos repetidos de aperto e soltura foram realizados de forma consecutiva, com torque de 20N.cm, no intuito de simular o afrouxamento dos parafusos. Os valores de torque de remoção dos parafusos foram gravados durante os 200 ciclos. Os autores verificaram diminuição progressiva nos torques de desaperto em todos os sistemas de implantes testados.

Diferenças significantes foram encontradas entre diferentes sistemas pilar/implante. Sistemas cônicos e dentados mantiveram alta e contínua resistência ao torque de desaperto. Porcentagem de perda de torque variou de 3% a 20% para desaperto imediato e de 4,5% a 36% em média para os primeiros 30 ciclos. Implantes novos sem conexões internas com retenção friccional entre implante/pilar exibiram queda no torque de desaperto, variando de 11% a 24% do torque de aperto. Os autores concluíram que: apertos e desapertos sucessivos dos parafusos dos pilares levam à perda progressiva do torque de desaperto, provavelmente devido à diminuição no coeficiente de fricção entre os componentes.

Siamos *et al.* (2002) discutiram a relação entre pré-carga e afrouxamento de parafusos em próteses implantossuportadas. Eles afirmaram que parafusos de uma junção parafusada só se afrouxarão se forças externas cisalhantes que atuam no sentido de separação das partes forem maiores do que as forças necessárias para a manutenção da junção unida. Desta forma, forças que mantêm a junção unida devem ser sempre superiores às necessárias para a soltura da conexão parafusada. O estudo teve como objetivo determinar se variações de pré-carga (torque de aperto inicial) no sistema pilar/implante afetam o afrouxamento de parafusos sob condições de carregamento cíclico. Pilares foram instalados sobre modelos com torques de 25, 30, 35 e 40N.cm. Um grupo de amostras foi parafusado e deixado em repouso durante 3 horas para que depois desse período o torque de remoção fosse aferido. Outro grupo de amostras foi retorqueado após 10 minutos do aperto inicial com o mesmo valor e deixado em repouso durante 3 horas antes da soltura. Para o grupo que recebeu carregamento cíclico, os pilares foram instalados, retorqueados após 10 minutos, e cargas variando entre 1 e 26 libras foram aplicadas diretamente aos pilares durante 3 horas para posterior leitura de afrouxamento. As porcentagens de perda de torque para o grupo torqueado e solto após 3 horas foram, para torques iniciais de 25, 30, 35 e 40N: 29, 28, 26, 28%, respectivamente. O grupo torqueado, reapertado após 10 minutos, e solto após 3 horas, apresentou as seguintes porcentagens de perda de torque: 17, 18, 19, 18%, para os mesmos valores de torque inicial. O grupo que passou por ciclagem apresentou perdas de torque de 23, 32, 28, 29%. Os autores concluíram que: o reaperto de parafusos 10 minutos após a aplicação do torque inicial deveria ser realizado rotineiramente; aumentar os valores de torque de pilares acima de 30N.cm poderia ser benéfico para a estabilidade implante/pilar e redução do afrouxamento de parafusos.

Tzenakis *et al.* (2002) avaliaram o efeito de torques de aperto repetidos e a presença de saliva como contaminante na pré-carga de parafusos protéticos fendados em ouro. O

conjunto para os testes era composto de um implante, um pilar cilíndrico, um cilindro em ouro e um parafuso de retenção também em ouro. Quinze parafusos de ouro com fenda foram torquoados com 10N.cm e soltos por 10 vezes, com auxílio de um torquímetro manual com sensores de carga, após serem lubrificados com saliva humana. Os valores de pré-carga foram mensurados na primeira (grupo 1X), quinta (grupo 5X) e décima (grupo 10X) repetições. Os parafusos permaneceram em repouso durante 5 minutos após cada aplicação de torque. As médias de valores de pré-carga aumentaram da primeira para a segunda avaliação e terceira avaliações (grupo 1X: $184,3 \pm 28,9\text{N}$; grupo 5X: $202,5 \pm 27,7\text{N}$; grupo 10X: $220,2 \pm 29\text{N}$), sendo as diferenças entre os grupos estatisticamente significantes. Os autores concluíram que os maiores valores de pré-carga foram verificados após o uso repetido dos parafusos de retenção protética em ouro lubrificados com saliva (10 ciclos de aperto/desaperto), sugerindo que a utilização de um mesmo parafuso durante os passos de confecção da prótese poderia ser benéfica na obtenção de maiores valores de pré-carga no aperto final dos parafusos em boca.

Cho *et al.* (2004) avaliaram em um estudo longitudinal de 3 a 7 anos a frequência de afrouxamentos de parafusos em próteses sobre implantes com plataforma regular (3,75mm e 4,0mm), comparadas a implantes com plataforma de diâmetro maior (5,0mm e 6,0mm), parafusados manualmente. Avaliou também se o uso de torquímetro para aperto dos parafusos poderia minimizar ou prevenir este problema de afrouxamento. Acredita-se que plataformas de diâmetros maiores bem como o uso de dispositivos específicos para aperto dos parafusos podem ajudar a prevenir afrouxamentos, tendo em vista que a causa mais provável da maioria dos afrouxamentos é o aperto inadequado do parafuso. Um total de 213 implantes em 106 pacientes foi incluído no estudo. Destes, 68 com plataforma larga e 145 regulares. Implantes com plataforma larga apresentaram 5,8% de afrouxamento de parafusos enquanto que implantes com plataforma regular, 14,5%, após serem inseridos apenas com aperto manual. Quando os parafusos foram parafusados com torquímetro, não foram mais verificados afrouxamentos. Os achados inferem que implantes de diâmetro largo afrouxaram menos que implantes de diâmetro regular, quando parafusados manualmente. Ainda, com uso de torquímetro, seguindo o torque recomendado, preveniu-se a ocorrência de afrouxamentos em todos os casos.

Preiskel e Tsolka (2004) realizaram estudo retrospectivo investigando os resultados ao longo de 10 anos de reabilitações realizadas com próteses híbridas, retidas simultaneamente por parafusamento e cimentação. Este estudo clínico avaliou 78 próteses híbridas com ao menos um retentor parafusado e um cimentado. 124 retentores parafusados e 161 retidos por

cimentação foram empregados, totalizando 285 pilares. 8 pilares (2,8%) apresentaram afrouxamento e foram reapertados durante os anos de estudo. 1 parafuso protético de ouro fraturou-se, sendo substituído após 1.372 dias de função. A introdução de um parafuso de retenção em associação a retentores cimentados permitiu que cimentos provisórios fossem utilizados com tranquilidade, tendo em vista que quando cimentos provisórios são utilizados o risco de soltura é maior, e quando cimentadas com cimento definitivo, a reversibilidade da prótese é perdida. Sendo assim a prótese híbrida conjuga as vantagens da superioridade estética e refinamento oclusal de próteses cimentadas, a reversibilidade das próteses parafusadas e a otimização da utilização de cimentos provisórios. Os autores concluíram que a fácil recuperabilidade aliada à segurança de retenção e estética satisfatória fazem esta modalidade de reabilitação uma importante alternativa em prótese sobre implante.

Elias *et al.* (2006) avaliaram a influência do material de cobertura na soltura de parafusos de retenção de pilares após ciclagem mecânica. No estudo, o torque de desaperto foi mensurado em função do torque de aperto, para parafusos de retenção cobertos com diferentes materiais: 1- liga de titânio sem revestimento (TiC); 2- liga de titânio revestida com TiCN; 3- liga de titânio revestida com TiN; 4- liga de titânio revestida com Parylene N; 5- liga de titânio revestida com Teflon, buscando esclarecer a influência do material de revestimento sobre a estabilidade do parafuso e a relação entre pré-carga e torque de desaperto. Implantes de hexágono externo 3,75x13mm foram utilizados. Na primeira etapa de testes, torques de aperto em 20, 30, 32, 35 e 40 N.cm foram aplicados nos parafusos com e sem cobertura e os torques de desaperto registrados. Em uma segunda série de testes, alterações no torque de desaperto foram analisadas após seis sucessivas sequências de aperto e desaperto em 30, 32 e 35N.cm. Na terceira etapa, parafusos sem cobertura e com cobertura de teflon foram parafusados em 32N.cm, submetidos a carregamento cíclico e comparados. A ciclagem foi realizada com carga de 140N, aplicada em ângulo de 15°, em frequência de 30Hz, sendo o afrouxamento dos pilares verificado a cada 100.000 ciclos de forma manual, totalizando 1.200.000 ciclos ao final do experimento. Os resultados mostraram que para todos os parafusos o torque de desaperto foi menor do que o torque de aperto. Quando da aplicação do torque de 35N.cm, os parafusos sem revestimento apresentaram o maior torque de soltura ($31,6 \pm 0,9$ N.cm). Parafusos revestidos em TiN apresentaram o menor valor médio de torque de soltura ($12,2 \pm 0,6$ N.cm), após torque de aperto em 20N.cm. A diminuição progressiva dos valores de torque de soltura foi verificada em todos os grupos após apertos e solturas sucessivas. Após a sequência de seis apertos e desapertos com torques de 35N.cm, uma

diferença estatisticamente significativa foi observada no torque de desaperto entre os parafusos sem revestimento ($31,5 \pm 0,6\text{N.cm}$) e revestidos com Parylene ($29,6 \pm 0,4$) e Teflon ($29,1 \pm 0,7$). Sob carga cíclica, parafusos de Ti sem cobertura se mostraram mais estáveis que parafusos revestidos de Teflon. O presente trabalho sugere que o uso de materiais de revestimento no parafuso do pilar diminui o coeficiente de fricção e aumenta a pré-carga para um dado torque de aperto. No entanto, isto resulta na redução do torque de desaperto, que pode ter efeitos adversos sobre a estabilidade dos parafusos. É preciso estar ciente da magnitude do torque de desaperto ao especificar uma determinada combinação de parafuso revestido/torque de aperto.

Stüker *et al.* (2008) compararam a pré-carga de três tipos de parafusos para fixação de pilares em próteses unitárias fixas sobre implante através de extensimetria, e mensuraram os torques de remoção destes parafusos. Três implantes com conexão hexagonal externa foram usados. Foram instalados pilares (Cera One) aos implantes, fixados com seus respectivos parafusos: Grupo A- parafuso em ouro, Grupo B- parafuso em titânio e Grupo C-parafuso em titânio com superfície tratada (Ti-Tite). Dez parafusos de cada tipo foram torquedados em $30,07 \pm 0,28\text{N.cm}$ e mantidos em repouso durante 5 minutos, sendo os valores de pré-carga mensurados a cada minuto com auxílio de *strain gauges*. Após os 5 minutos, os parafusos foram soltos e os valores de torque reverso foram verificados. Houve diferença entre os grupos quanto aos valores de pré-carga, tendo os parafusos de ouro maiores valores ($131,72 \pm 8,98\text{N.cm}$), seguidos de parafusos de titânio com cobertura de carbono ($97,78 \pm 4,68\text{N.cm}$) e titânio sem cobertura ($37,03 \pm 5,69\text{N.cm}$). Em relação ao torque de remoção dos parafusos, diferenças também foram detectadas entre os grupos. Parafusos de ouro apresentaram média de torque de remoção de $17,64 \pm 1,12\text{N.cm}$, não havendo diferenças em relação ao torque de aperto. Parafusos de titânio apresentaram média de $18,75 \pm 1,89\text{N.cm}$, havendo diferença entre torque de aperto e remoção. O Grupo C (parafusos de titânio com superfície tratada) também apresentou diferenças entre torque inicial e final ($16,43 \pm 1,33\text{N.cm}$). Os autores concluíram que: parafusos em ouro devem ser os de escolha, uma vez que produziram os valores de pré-carga mais elevados, seguidos de parafusos de titânio com superfície tratada, os quais apresentaram os maiores valores de torque de remoção.

Tsuge *et al.* (2009) avaliaram a influência de cargas cíclicas laterais oblíquas no afrouxamento de dois tipos de parafusos (liga de titânio e liga de ouro) de pilares em conexões hexagonal interna e externa. Os valores do torque de desaperto dos parafusos foram mensurados antes (pré-carga inicial) e após carregamento (pré-carga final). Os conjuntos

amostrais foram distribuídos em 4 grupos: Grupos A e B- implantes hexágono interno, parafusos de liga de ouro e liga de titânio respectivamente; Grupos C e D- implantes hexágono externo, parafusos de liga de ouro e liga de titânio, respectivamente. Um torquímetro digital foi utilizado para aplicação de 20N.cm de torque na inserção dos parafusos. 10 minutos após, os parafusos foram reapertados sob a mesma carga, no intuito de minimizar o efeito de relaxamento das roscas do parafuso em contato com a superfície do implante. O torque de desaperto foi aferido após 5 minutos do reaperto. As amostras foram submetidas a 1.000.000 de ciclos, com cargas variando entre 0 e 100N, em frequência de 1,25Hz, simulando 40 meses de função mastigatória. O torque reverso foi mensurado pós-carregamento. Em todos os grupos, os valores de torque reverso antes da ciclagem diminuíram em relação aos 20N.cm iniciais, sendo a diminuição maior nos parafusos de liga de ouro do que nos parafusos de titânio. Os valores de torque de desaperto após ciclagem foram significativamente maiores do que antes da ciclagem para todos os grupos. Comparações entre os grupos A e B e grupos C e D revelaram que o torque reverso foi significativamente maior para os parafusos de liga Ti do que para os de liga de ouro, independentemente de serem ciclados ou não. O tipo de conexão não teve efeito no torque reverso, porém o tipo de material do parafuso sim. Parafusos de Ti, independente da conexão, foram menos propensos a se soltar.

Park *et al.* (2010) investigaram os efeitos do revestimento superficial com carboneto de tungstênio e carbono (WC/CTa) na pré-carga de parafusos de retenção de pilares. As pré-cargas dos parafusos de titânio com WC/CTa foram comparadas às dos parafusos de titânio sem revestimento (Ta), em três diferentes sistemas de conexão. Porcentagem de perda de pré-carga foi calculada para determinar a eficácia da manutenção da pré-carga. Foram utilizadas conexões hexágono externo, cônica interna de 8° e cônica interna de 11°. 10 conjuntos implante/pilar foram avaliados para cada tipo de conexão (n=10). Para a aplicação do torque de 30N.cm aos parafusos foi utilizado torquímetro digital. Passados 10 minutos do torque inicial, foi aplicado torque de confirmação, sendo os parafusos reapertados novamente até o mesmo valor. Na sequência, os parafusos foram soltos e o torque de desaperto inicial mensurado. Uma nova sequência de aperto foi realizada como descrito, e os conjuntos levados à ciclagem mecânica, sob ação de cargas variando entre 10 e 250N, incidentes em inclinação de 30°, em frequência de 2Hz, durante 1.000.000 ciclos. Após a ciclagem, o torque de desaperto dos pilares foi verificado e os valores inicial e final comparados. Parafusos Ta necessitaram de maiores torques para serem soltos antes da ciclagem do que parafusos com

revestimento nos três tipos de conexão. No entanto, estes mesmos parafusos apresentaram valores de torque de remoção menores após ciclagem do que parafusos com revestimento, também para as três diferentes conexões. Parafusos em Ta tiveram porcentagem de perda de pré-carga estatisticamente superior aos parafusos WC/CTA em todas as três conexões, indicando que os parafusos WC/CTA foram superiores na manutenção da pré-carga.

Barbosa *et al.* (2011) avaliaram a perda de torque inicial aplicada a parafusos de pilares sem uso e após usos sucessivos. Para o estudo foram confeccionadas quatro infraestruturas sobre pilares calcináveis tipo UCLA, fundidas em liga de Co-Cr e parafusadas aos implantes com parafusos de retenção novos (G1). Subsequentemente, os mesmos parafusos foram reutilizados uma segunda vez (G2) e em mais duas vezes (G3). Os valores de torque e destorque foram medidos com auxílio de um torquímetro digital e foi calculada a porcentagem de perda de torque inicial (%). Foram observadas diferenças estatisticamente significantes entre os grupos G1 ($50,71\% \pm 11,36$) e G2 ($24,01\% \pm 3,33$) e grupos G1 ($50,71\% \pm 11,36$) e G3 ($25,60\% \pm 4,64$), sendo as maiores perdas de torque inicial verificadas no grupo G1. Entre os grupos G2 e G3 não foram detectadas diferenças estatísticas. Os autores concluíram que a porcentagem de perda de torque inicial é inferior quando parafusos que já receberam aplicação de torque são utilizados, e se mantém estável após a aplicação dos torques seguintes.

Delben *et al.* (2011) desenvolveram um estudo com o objetivo de avaliar o efeito de reapertos e da ciclagem mecânica na manutenção do torque de inserção em parafusos de retenção de coroas implantossuportadas. Foram criados cinco grupos (n=12) de conjuntos implante/corôa de acordo com diferentes pilares e materiais de revestimento: pilares UCLA fundidos em ouro com revestimento em cerâmica (Grupo 1); pilares UCLA fundidos em ouro com revestimento em resina fotopolimerizável (Grupo 2); pilares UCLA fundidos em titânio com revestimento em cerâmica (Grupo 3); pilares UCLA fundidos em titânio com revestimento em resina fotopolimerizável (Grupo 4); pilares em zircônia com revestimento em cerâmica (Grupo 5). As coroas foram parafusadas aos implantes com parafusos de retenção em ouro. Os conjuntos foram submetidos à ciclagem mecânica num total de 1 milhão de ciclos, sob ação de 50N de carga, em uma frequência de 2Hz. Aferições do torque de remoção foram realizadas inicialmente e após cada período de 100.000 ciclos, seguidos de reaperto dos parafusos com torque de 35N.cm. Todos os grupos apresentaram redução dos valores de torque de remoção em relação ao torque de inserção, inicialmente, e após todos os períodos de ciclagem mecânica. Houve diferença estatisticamente significativa entre os

grupos, mas não entre os períodos de ciclagem ou para interação entre os grupos e ciclagem. O grupo 1 foi o único que não mostrou diferença entre os torques de remoção para os diferentes períodos de ciclagem. Não houve diferenças estatisticamente significativas entre os valores de torque de remoção médios obtidos antes e após ciclagem mecânica, exceto para o grupo 4. Os autores concluíram que todos os grupos apresentaram redução dos torques de remoção comparados aos torques de inserção após ciclagem mecânica, no entanto o torque remanescente foi suficiente para manter a estabilidade do conjunto parafusado; o reaperto dos parafusos dos pilares não prejudicou a estabilidade da junção parafusada após carregamento cíclico.

Assunção *et al.* (2012) compararam a manutenção do torque de aperto de diferentes tipos de parafusos de retenção de coroas implantossuportadas. Foram confeccionadas doze coroas metálicas sobre pilares UCLA, fundidas em liga de cobalto-cromo, parafusadas a implantes hexágono externo, com diferentes tipos de parafusos de retenção: grupo A: parafuso em liga de titânio; grupo B: parafuso em liga de ouro com revestimento em ouro; grupo C: parafuso em liga de titânio com revestimento de carbono; grupo D: parafuso em liga de titânio com recobrimento de nitreto de alumínio e titânio. O torque inicial foi aplicado com auxílio de torquímetro para cada parafuso de retenção e, após 3 minutos, o parafuso foi solto, sendo o torque reverso para afrouxar o parafuso mensurado. Depois de novos 3 minutos, os parafusos de retenção foram novamente parafusados e os valores destorque aferidos como descrito. O mesmo procedimento foi realizado pela terceira vez, totalizando 36 medições de destorque para cada grupo. Foram verificadas diferenças significantes entre os grupos quando comparando o percentual de perda de torque, tendo os valores de torque de desaperto reduzido significativamente em relação aos de aperto. Grupo A manteve porcentagem significativamente maior de torque ($81,42\% \pm 3,57\%$), quando comparado com os outros grupos, seguido pelo grupo C ($73,62\% \pm 2,40\%$). No entanto, não houve diferença significativa entre os grupos B e D, os quais mantiveram os menores percentuais de torque ($65,21\% \pm 2,50\%$ e $67,88\% \pm 1,10\%$, respectivamente). Diante dos resultados, os autores concluíram que: todos os tipos de parafuso apresentaram redução nos valores de destorque; parafusos de titânio mantiveram a mais alta porcentagem de torque, enquanto que parafusos de ouro revestidos e parafusos de titânio com recobrimento de nitreto de alumínio e titânio mantiveram as menores percentagens.

Diez *et al.* (2012) avaliaram a influência do recobrimento de parafusos de retenção de pilares com carbono (DLC) na manutenção do torque de inserção destes parafusos antes e

após ciclagem mecânica. Trinta e seis implantes, trinta e seis pilares UCLA, dezoito parafusos de titânio convencionais e dezoito parafusos com revestimento foram divididos em quatro grupos de acordo com o tipo de conexão (hexágono externo - He ou hexágono interno - Hi) e o tipo de parafuso de retenção do pilar (He ou Hi, com ou sem recobrimento de carbono). Coroas fundidas em liga de níquel-cromo-titânio foram parafusados aos implantes. Os parafusos foram parafusados em 32N.cm para conexões He e 20N.cm para Hi, com auxílio de torquímetro digital. Após dez minutos os parafusos foram reapertados para compensar a perda de torque inicial. Os conjuntos foram levados à máquina de ciclagem, onde foram submetidos a 1.000.000 de ciclos, sob carga de 400N, na frequência de 8Hz. Após ciclagem as coroas foram soltas e o valor de torque de remoção aferido. Os valores de torque de remoção foram inferiores aos iniciais para todos os grupos, havendo uma perda de 33% do torque inicial para o grupo He e parafusos sem recobrimento, 42,96% para o grupo He e parafusos com recobrimento, 43,75% para o grupo Hi e parafusos sem recobrimento e 31,90% para o grupo Hi e parafusos com recobrimento. Diferenças estatísticas foram observadas entre os grupos, exceto para Hi com parafusos sem tratamento. Diante dos resultados, os autores concluíram que: houve perda de torque após carregamento cíclico em todos os grupos; não foi observada correlação entre *gap* na interface implante-pilar e afrouxamento de parafusos.

Apesar da técnica de cimentação passiva apresentar resultados satisfatórios, a adesão da infraestrutura fundida ao cimento resinoso e aos cilindros parafusados pode sofrer falhas inerentes ao sistema utilizado para a cimentação. Sendo assim, surge a dúvida em relação à vantagem que poderia ser obtida se, ao invés de se obter a união por meio de cimento resinoso, a união da infraestrutura ao cilindro fosse obtida por soldagem a laser e se isso levaria à melhores resultados de desajuste vertical e perda de torque dos parafusos de retenção protética.

3. Proposição

Com o objetivo de desenvolver e estudar um método alternativo de fixação aos cilindros parafusados e tendo em vista as vantagens já estabelecidas da soldagem a laser, o presente estudo tem por objetivos avaliar e comparar:

- o desajuste vertical de próteses fixas metalocerâmicas confeccionadas pela técnica de cimentação passiva antes e após ciclagem mecânica, ou soldagem dos cilindros passivos a laser, antes e após prensagem cerâmica e ciclagem mecânica, estabelecendo qual técnica promoveu melhor adaptação;
- o destorque de parafusos de retenção protética de próteses fixas metalocerâmicas confeccionadas pelas técnicas de cimentação passiva ou soldagem dos cilindros passivos a laser, antes e após ciclagem mecânica, estabelecendo qual técnica promoveu menor porcentagem de perda de torque.

4. Material e Método

4.1 Obtenção da base dos corpos de prova

Uma matriz usinada em metal foi recortada nas formas apropriadas para a confecção dos corpos de prova e execução das leituras de desajuste das estruturas suportadas por implantes (Figuras 1A e 1B). Na matriz, dois orifícios foram preparados paralelamente simulando a instalação de implantes na região do primeiro pré-molar e primeiro molar superiores esquerdo. Nos orifícios foram fixados dois análogos do mini pilar cônico para implantes com conexão cônica interna de diâmetro 4,1mm (Análogo Mini Pilar Cônico 4,1, Neodent, Curitiba, PR, Brasil). A união dos análogos à base foi realizada com cola de cianoacrilato (Super Bonder, Henkel Loctite Adesivos Ltda, Itapevi, SP, Brasil) (Figura 1C).

Figura 1. A: Matriz metálica; B: Orifícios para posicionamento dos análogos; C: Análogos posicionados.

4.2 Enceramento dos corpos de prova

Para a obtenção das próteses fixas sobre implantes foram utilizados conjuntos de três cilindros que compõem a técnica da cimentação passiva do sistema Neodent (cilindros em latão, calcinável e Titânio para o Grupo I e cilindros em latão, calcinável e Cobalto-Cromo para o Grupo II) (Figura 2).

Figura 2. Na sequência: A: cilindro de latão, cilindro calcinável, cilindro de Cobalto-Cromo, cilindro de Titânio em uma vista frontal; B: Cilindros por uma visão superior.

O cilindro de latão é dimensionalmente maior que os cilindros de titânio e Co-Cr, sendo que a base dos mesmos é igual. O cilindro calcinável foi projetado para adaptar-se à base dos dois cilindros. Devido à diferença dimensional entre os cilindros de latão, titânio e Co-Cr, o espaço interno que existe entre o cilindro calcinável e o de latão é menor do que o existente entre o calcinável, de titânio e Co-Cr. Esse é o princípio da técnica: o cilindro de latão é utilizado como base para o enceramento do padrão de fundição e depois a barra fundida é cimentada sobre os cilindros de titânio ou soldada sobre os de Co-Cr. Como há diferença dimensional, o espaço interno estará preservado e as distorções inerentes ao procedimento de fundição são eliminadas após a cimentação ou soldagem. Cilindros de latão foram posicionados sobre os análogos dos pilares protéticos no modelo mestre e, sobre os mesmos cilindros de latão, parafusados os cilindros calcináveis com parafusos de trabalho laboratoriais, com o objetivo de fornecer a base para o enceramento (Figura 3).

Figura 3. A: Cilindros de latão posicionados sobre mini pilar; B: cilindros calcináveis posicionados sobre cilindros de latão; C: Conjunto parafusado.

A união dos cilindros foi realizada com resina acrílica vermelha (Pattern Resin, GC America Co. Alsip, IL, EUA), aplicada sobre fio dental (Fio Dental Johnson & Johnson Reach, São José dos Campos, SP, Brasil) trançado entre os cilindros (Figura 4). O fio dental serviu de suporte para a resina. Após a presa da resina, esta foi seccionada com disco de carborundum (Schelble® Abrasivos Piranha, Petrópolis, RJ, Brasil) e no local da secção, após período de 10 minutos, nova aplicação de resina acrílica foi realizada, no intuito de prevenir distorções causadas pela contração da resina e favorecer a passividade da futura peça protética (Figura 4). Sobre estes cilindros unidos foi realizado o enceramento com cera para incrustações (Kota Indústria e Comércio, São Paulo, SP, Brasil), de uma infraestrutura de prótese fixa parafusada, de três elementos, suportada e retida em dois implantes (Figura 4). O enceramento reflete o formato dos elementos dentais em tamanho reduzido, sendo confeccionado de tal forma que possibilite espessura uniforme de cerâmica sobre toda a infraestrutura. Assim, as forças mastigatórias quando em função são distribuídas por toda a infraestrutura metálica, não somente sobre o revestimento estético. Sendo assim, a infraestrutura não apresentava ângulos e arestas vivas, o que poderia levar ao surgimento de pontos de concentração de tensão e a possíveis falhas do revestimento estético. A espessura das paredes da infraestrutura metálica apresentou no mínimo 0,5 mm após acabamento na região dos pilares.

Figura 4. A: Fio dental unindo cilindros calcináveis; B: Resina Duralay seccionada; C: Resina Duralay unida.

Sobre o primeiro enceramento foi confeccionada uma matriz de silicone (Silicone Master, Talladium, Inc., Valencia, CA, EUA) com a finalidade de padronizar a forma final da infraestrutura e posteriormente possibilitar a replicação das peças protéticas mantendo as mesmas dimensões do enceramento inicial (Figura 5). A matriz em silicone foi seccionada ao

meio e, por um orifício em sua parte anterior, a cera plastificada pôde ser injetada (Figura 5). Para a plastificação da cera foi utilizado um plastificador com regulação digital da temperatura de fusão (Hotty LED, Renfert GmbH, Hilzigen, Alemanha).

Uma vez concluído os enceramentos, foi realizado o teste de passividade, com as peças posicionadas sobre o modelo mestre, aperto manual de apenas um dos parafusos até sua primeira resistência e análise da adaptação da peça encerada no lado desapertado, com a finalidade de visualizar distorções que pudessem ter ocorrido durante o enceramento (Figura 5). Quando necessário, foram feitas as devidas correções nas peças para ajuste da passividade (secções e uniões). Foram produzidas 20 infraestruturas implantossuportadas, distribuídas em 2 grupos: G1- cilindro de titânio cimentado (10) e G2- cilindro de Co-Cr soldado (10).

Figura 5. A: Infraestrutura encerada posicionada sobre os minipilares; B: Matriz em silicone para padronização dos enceramentos; C: Matriz em posição; D: Teste de passividade parafuso em pré molar parafusado; E: Teste de passividade parafuso em molar parafusado; F: Teste de passividade ambos os parafusos parafusados.

4.3 Inclusão e fundição

Após a finalização dos enceramentos, sobre a superfície das peças foram posicionados *sprues* de cera com 5mm de diâmetro e câmara de compensação (Asfer Indústria Química

Ltda., São Caetano do Sul, SP, Brasil), numa angulação de aproximadamente 45° e fixados 3 a 3 em base formadora de cadinho para posterior fundição (Figura 6).

Figura 6. A: Infraestrutura encerada com *sprues* posicionados; B: Infraestruturas posicionadas na base formadora de cadinho; C: Anel de silicone posicionado.

Os padrões de cera foram pulverizados com *spray* redutor de tensão de superfície (Lubrofilm, Dentauro, Ispringen, Alemanha) e deixados secando a temperatura ambiente. As peças foram incluídas em revestimento de precisão, alta expansão, isento de gesso e grafita (Castorit-super C, Dentauro, Pforzheim, Alemanha), proporcionado segundo as especificações do fabricante e espatulado mecanicamente a vácuo por 60 segundos (Turbomix, EDG Equipamentos e Controles Ltda., São Carlos, SP, Brasil) (Figura 7).

Figura 7. A: Espatulação à vácuo; B: Inclusão; C: Anel em bancada aguardando cristalização do revestimento; D: Revestimento removido do anel pronto para fundição.

Os anéis ficaram sobre bancada em temperatura ambiente, até a cristalização do revestimento. Após cerca de 40 minutos, o conjunto foi removido do anel e levado ao forno elétrico (EDG 7000, São Carlos, SP, Brasil) para volatilização da cera e expansão do revestimento (Figura 8). O revestimento passou por um ciclo de aquecimento por 20 minutos

em 950°C, então sua temperatura abaixada e o anel retirado em 900° C. As peças protéticas foram fundidas em liga de Cobalto-Cromo (Fit Cast Cobalto, Talmax, Curitiba, PR, Brasil) por chama na centrífuga elétrica C1 (EDG, São Carlos, SP, Brasil) (Figura 8). A chama do maçarico foi ajustada em 3 psi de gás (0,21 kgf/cm²) e 25-30 psi de oxigênio (1,75-2,10 Kgf/cm²). O metal foi posicionado no cadinho pré-aquecido e com movimentos circulares a liga foi aquecida até atingir um tom alaranjado (Figura 8). Neste momento o metal foi atacado diretamente a uma distância de aproximadamente 3 cm, e então declinado repentinamente sendo a centrífuga desarmada para que a liga pudesse ser injetada no interior do revestimento. A centrifugação foi programada na aceleração de 95%, RPM 360 e tempo de centrifugação 20 segundos. Esperou-se resfriar até atingir a temperatura ambiente.

Após o processo de fundição e adequado resfriamento do revestimento, os corpos de prova obtidos foram desincluídos e jateados com óxido de alumínio (Polidental Ind. e Com. Ltda., Cotia, SP, Brasil) com granulação de 100 µm, sob pressão de 40 lib/pol² (5,62 kgf/cm²) para a remoção dos resíduos de revestimento (Figura 8). Os lastros de fundição cortados com discos de carborundum (Schelble[®] Abrasivos Piranha, Petrópolis, RJ, Brasil) e as peças usinadas com pedras de óxido de alumínio montadas (Schelble[®] Abrasivos Piranha, Petrópolis, RJ, Brasil) (Figura 8).

Figura 8. A: Forno para eliminação de cera e expansão do revestimento; B: Peça posicionada na centrífuga; C: Corpos de prova desincluídos; D: Peça finalizada.

As 20 infraestruturas produzidas foram, então, divididas para sequência dos trabalhos:

- 10 referentes ao grupo do cilindro cimentado, que passaram à preparação para aplicação do revestimento estético; e,
- 10 referentes ao grupo do cilindro soldado, que ficaram prontas para soldagem a laser, descrita posteriormente.

4.4 Aplicação do revestimento estético

Após a fundição e acabamento, as 10 estruturas de cada grupo receberam aplicação do revestimento estético. As estruturas do G2 (cilindro soldado) só receberam a aplicação do revestimento estético, após a confecção das soldagens dos cilindros às infraestruturas metálicas.

As estruturas foram jateadas no trijato (Basic Classic, Reinfert, Hilzingen, Alemanha) com partículas de óxido de alumínio de 150 μ m (Asfer, São Caetano do Sul, SP, Brasil), sob pressão de 40 lib/pol² (Figura 9). Imersas em recipiente com álcool isopropílico e levadas à cuba ultrassônica (Ultrasonic Cleaner, Odontobrás, Ribeirão Preto, SP, Brasil), onde permaneceram em agitação por 10 minutos. Nos segundos finais do processo de agitação, com a cuba ainda em funcionamento, as estruturas foram removidas, evitando a deposição por decantação de resíduos sobre as peças. As peças foram secas com jatos de ar isento de humidade e óleo. Em seguida, as estruturas foram levadas ao forno de cerâmica (Alumini Sinter Press, EDG, São Carlos, SP, Brasil) sobre um refratário para que a queima do óxido fosse realizada (degaseificação) (Figura 9). Sob vácuo relativo, as estruturas foram colocadas a uma temperatura de 550°C, e esta aumentada 55°C por minuto, até que atingisse 970°C. Com a temperatura alcançada, o vácuo foi liberado e aguardou-se o resfriamento das estruturas para então ser realizada a aplicação da primeira camada de opaco (IPS In Line PoM Opaquer, A2, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) (Figura 9). O opaco foi aplicado sobre as estruturas metálicas com auxílio de um pincel em toda sua extensão em uma fina camada, em seguida as estruturas foram levadas ao forno de cerâmica para a queima, seguindo todas as recomendações do fabricante. Após a queima da primeira camada de opaco, esperou-se novamente o resfriamento e aplicou-se uma segunda camada, sendo a queima realizada imediatamente após sua aplicação, originando a espessura de opacificador de aproximadamente 0,1mm (Figura 9).

Figura 9. A: Infraestrutura jateada com óxido de alumínio 150 μ m; B: Infraestrutura após degaseificação; C: Primeira camada de opaco; D: Segunda camada de opaco.

4.4.1 Grupo cimentado:

Estando as camadas de opaco aplicadas, realizou-se o enceramento no formato final da prótese fixa. Para tanto, as estruturas metálicas foram parafusadas sobre os pilares protéticos fixados à matriz usinada em metal com torque de 10N.cm, medido com catraca torquímetro (Figura 10). O enceramento foi realizado simulando a anatomia dental, fornecendo espessura de cera de aproximadamente 1,5mm sobre toda a extensão da infraestrutura metálica (Figura 10).

Figura 10. A: Enceramento finalizado vista palatina B: Enceramento finalizado vista vestibular; C: Enceramento finalizado vista oclusal.

Sobre o primeiro enceramento foi confeccionada uma matriz em silicone transparente (Hard Duplex, CNG Soluções Protéticas, São Paulo, SP, Brasil) para a padronização e reprodução destas estruturas (Figura 11).

Figura 11. A: Enceramento posicionado no interior de barreira de cera para confecção de matriz. Sprues posicionados nas cúspides vestibulares para formação de escapes para cera. B: Silicone vazado sobre enceramento. C: Enceramento no interior da matriz de silicone. D: Matriz finalizada evidenciando em seu interior o espaço deixado pelo enceramento. E: Vista lateral evidenciando orifício para inserção da cera liquefeita. F: Vista superior evidenciando orifícios dos parafusos de fixação e orifícios de escape. G: Vista inferior evidenciando secção realizada para remoção da matriz de silicone da base. H: Matriz em posição pronta para inserção da cera liquefeita.

A matriz em silicone foi posicionada sobre a matriz metálica usinada, estando a infraestrutura metálica parafusada, e por um orifício em sua lateral, cera plastificada foi gotejada com auxílio de um gotejador de vidro aquecido em lamparina (Figura 12). Para a plastificação da cera foi utilizado plastificador com regulação digital da temperatura de fusão (Hotty LED, Renfert GmbH, Hilzigen, Alemanha). Após o resfriamento da cera, a matriz foi removida, obtendo-se o enceramento da prótese fixa. Para cada estrutura, foi necessário que se fizesse um refinamento desse enceramento, principalmente na região cervical, uma vez que a cera liquefeita não preenchia com perfeição todos os espaços da matriz. O enceramento das coroas foi realizado com cera orgânica (Rainbow, Porto Ferreira, SP, Brasil), própria para enceramentos de peças a serem trabalhadas com cerâmica prensada, uma vez que, para se trabalhar com esta técnica faz-se necessário que a cera seja eliminada completamente, não restando nenhum resíduo, para que não haja contaminação da cerâmica e, conseqüentemente, seu manchamento por pigmentos provenientes da não eliminação total da cera (Figura 12).

Figura 12. A: Matriz em silicone para duplicação dos enceramentos; B: Enceramento duplicado finalizado sobre matriz; C: Enceramento finalizado.

Finalizados os enceramentos, partiu-se para a etapa de prensagem da cerâmica. *Sprues* de 3mm de diâmetro e 5mm de comprimento, confeccionados com a mesma cera orgânica (Rainbow) utilizada para a escultura das estruturas, foram posicionados sobre as cúspides vestibulares dos elementos com inclinação entre 45° a 60°. *Sprues* acessórios de 2 mm de diâmetro, curvos, foram posicionados partindo das faces palatinas de cada dente, unindo-se aos *sprues* principais em sua base, no intuito de favorecer a circulação da cerâmica fluída no momento da prensagem e diminuir os riscos de falhas (Figura 13). Foi posicionado 01 conjunto prótese-*sprues* por anel de silicone de 200g, específico para cerâmica prensada do fabricante (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein). Cada conjunto recebeu o borrifamento do *spray* redutor de tensão superficial (Lubrofilm, Dentauro) (Figura 13).

Figura 13. A: Enceramento finalizado com *sprues* posicionados; conjunto prótese-*sprues* posicionados na base; C: anel de silicone posicionado sobre base.

Posteriormente, foi realizada a inclusão em revestimento fosfatado Galaxy Universal Investment (Talladium, Inc., Valencia, CA, EUA), o qual foi espatulado a vácuo (Turbomix, EDG Equipamentos e Controles Ltda, São Carlos, SP, Brasil) de acordo com as especificações do fabricante (200 g do revestimento, 30 mL do líquido e 16 mL de água destilada, espatulados durante 60 segundos). Após um período de 45 minutos de presa, o conjunto foi removido do anel de silicone e levado ao forno convencional (Forno EDG 3000, EDG Equipamentos, São Carlos, SP, Brasil) para a eliminação da cera (Figura 14).

Figura 14. A: Enceramentos incluídos em revestimento; C: Peça pronta para ser levada ao forno de eliminação da cera.

Após atingir a temperatura recomendada para a queima da cera e expansão do revestimento, o anel era removido do forno. Duas pastilhas, uma de tamanho “S” e outra “XS” da cerâmica IPS In Line POM cor A2 (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein), foram posicionadas no orifício do anel juntamente com o êmbolo de prensagem (Figura 15). Todo este conjunto foi levado imediatamente ao forno de prensagem (Alumini Sinter Press, EDG Equipamentos, São Carlos, SP, Brasil), iniciando-se o ciclo de prensagem da cerâmica (Figura 15).

Figura 15. A: Pastilhas cerâmicas; B: Forno para prensagem cerâmica.

Finalizado o procedimento de prensagem da cerâmica, o conjunto foi resfriado lentamente à temperatura ambiente, compatibilizando o coeficiente de expansão térmico dos materiais metal/porcelana, garantindo desta forma, a ausência de trincas na cerâmica. Após o período de 6 horas, as desinclusões foram feitas utilizando jateamento com esferas de vidro de 150 μ m (Renfert, Hilzingen, Alemanha) (Figura 15). Os condutos de alimentação foram seccionados com discos de carborundum (Schelble® Abrasivos Piranha, Petrópolis, RJ, Brasil), bem como foi realizado acabamento e polimento das próteses com pedras abrasivas, brocas diamantadas e pontas de borracha específicas (EVE Ernst Vetter GmbH, Pforzheim, Alemanha) (Figura 15).

Figura 15. A: Prótese fixa após desinclusão; B: Prótese fixa após acabamento, polimento.

Após estes procedimentos, as próteses foram novamente colocadas no refratário do forno de cerâmica para que fossem submetidas ao processo de glazeamento. O *glaze* (Glaze IPS InLine System, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein), específico do sistema cerâmico em

questão, foi aplicado em fina camada com pincel e as próteses submetidas à queima, seguindo as recomendações do fabricante, garantindo assim a finalização do processo de confecção das próteses do grupo cimentado (Figura 16).

Figura 16: Líquido + pasta para *Glaze*.

Desta forma, foram obtidas 10 próteses parciais fixas metalocerâmicas sobre implantes de 3 elementos, sendo o elemento intermediário suspenso, que ficaram prontas para posterior execução da técnica de cimentação passiva sobre os cilindros de titânio (Figura 17).

Figura 17. Próteses finalizadas após *Glaze*, prontas para cimentação.

4.5 Cimentação e soldagem a laser das infraestruturas

4.5.1 Cimentação

No Grupo I, as estruturas tiveram novamente suas porções internas cimentáveis jateadas no trijato (Basic Classic, Reinfert) com partículas de óxido de alumínio de 150µm (Asfer), sob pressão de 40 lib/pol², posteriormente imersos em recipiente com álcool

isopropílico e levados à cuba ultrassônica (Ultrasonic Cleaner, Odontobrás), onde permaneceram em processo de agitação por 10 minutos para eliminação de qualquer tipo de resíduo que pudesse interferir na adesão entre as partes. Nos segundos finais do processo de agitação, com a cuba ainda em funcionamento, as estruturas foram removidas, evitando mais uma vez a possibilidade de deposição por decantação de resíduos sobre as peças. As peças foram secas com jatos de ar isento de humidade e óleo.

As próteses foram cimentadas aos cilindros de titânio com cimento resinoso dual Panavia (Panavia F Light, Kuraray Co., Kurashiki, Okayama, Japão) (Figura 18). Previamente à inserção do cimento resinoso aplicou-se tanto nos cilindros quanto na porção interna metálica das próteses um primer metálico (Alloy Primer, Kuraray Co., Kurashiki, Okayama, Japão) (Figura 18), no intuito de favorecer a união cimento resinoso-metal. O cimento resinoso foi manipulado seguindo as recomendações do fabricante, sendo dispensado em um bloco de espatulação extensões iguais das pastas A e B, determinadas pelo giro do êmbolo da seringa que as contém (Figura 18). Foi aplicada 1 volta e meia no êmbolo para dispensar as mesmas quantidades de pasta A e B, suficientes para a realização das cimentações. As pastas foram manipuladas misturando-se uma a outra durante 20 segundos com auxílio de uma espátula de plástico fornecida pelo kit Panavia F (Figura 18).

Figura 18. A: Cimento resinoso Panavia F; B: Primer metálico Alloy Primer; C: Pastas A e B dispensadas; D: Pastas A + B manipuladas.

Os cilindros de titânio foram parafusados ao modelo mestre sobre os análogos protéticos utilizando aperto de 10 N.cm medido com catraca torquímetro (Neodent) (Figura19). Imediatamente após a espatulação o cimento resinoso foi levado aos cilindros de

titânio bem como ao interior da peça protética (Figura19). A peça foi assentada sobre os cilindros e uma carga constante de 50N foi aplicada com o auxilio de um delineador modificado, até que a presa final do cimento fosse obtida (Figura19). Os excessos de cimento foram removidos com explorador número 5 e pincel apropriado antes da fotopolimerização inicial. Removidos os excessos, procedeu-se a fotopolimerização inicial de 20 segundos por face (mesial, distal, vestibular e palatina), utilizando um fotopolimerizador por luz halógena (Ultralux, Dabi Atlante, Ribeirão Preto, SP, Brasil). Após a polimerização inicial, sobre a linha de cimentação marginal aplicou-se um bloqueador de oxigênio (Panavia F 2.0 Oxyguard II, Kuraray Co., Kurashiki, Okayama, Japão) (Figura 19), no intuito de isolar o cimento resinoso do contato com oxigênio atmosférico, permitindo assim a polimerização de sua camada mais superficial. Novas fotoativações foram realizados, agora por um período de 60 segundos por face.

Figura 19. A: Cilindros de titânio parafusados sobre mini pilares; B: Cimento resino aplicado sobre cilindros; C: Peça protética assentada sobre cilindros; D: Carga de cimentação (50N); E: Bloqueador de oxigênio Oxyguard aplicado.

Os orifícios de entrada dos parafusos protéticos haviam sido vedados com cera utilidade, impedindo que o cimento resinoso ocupasse o espaço do orifício de entrada dos parafusos protéticos e o obliterasse. Finalizado o processo de polimerização, o peso sobre a peça foi retirado e a cera utilidade removida dos orifícios de entrada, permitindo livre acesso

aos parafusos. Após a cimentação as peças foram imersas em água destilada e armazenadas em estufa a 37° durante 24 horas, para que posteriormente fossem levadas à ciclagem mecânica.

4.5.2 Soldagem

Para o Grupo II, soldado, foram utilizados cilindros usinados em Co-Cr para permitir a união às infraestruturas pela solda a laser. Estes cilindros foram parafusados sobre os pilares protéticos utilizando aperto de 10N.cm e as próteses posicionadas sobre eles e levadas à máquina de solda (Desktop Laser, Dentaurem, Germany), programada com voltagem de 220v e 300v, pulso de 10,0ms, frequência em 0,0 Hz, diâmetro de foco variável entre 0 e 8 (Figura 20). Inicialmente foram realizados 4 pontos de solda em cada pilar protético, sendo um vestibular e outro na sequencia palatino, outro mesial e outro contralateral na distal, fixando o cilindro à infraestrutura. Prosseguiu-se assim com a soldagem das regiões restantes, sendo necessário em determinadas regiões o acréscimo de material. Para tal foram utilizados fios de Cobalto-Cromo (Fit Cast Cobalto, Talmax) de pequeno diâmetro (2mm), fundidos a partir de fios de cera azul (Ceras Babinete Ltda, São Paulo, SP, Brasil). Os fios de Co-Cr foram colocados sobre as regiões de falha dentro da máquina de solda e o laser disparado. A alta temperatura do laser promoveu o derretimento do fio, que foi lançado sobre a região de material faltante, preenchendo-a. Assim, toda a circunferência do cilindro em contato com infraestrutura metálica foi soldada e todas as falhas preenchidas (Figura 20).

Figura 20. A: Máquina de solda a laser; B: Cilindros soldados à infraestrutura;
C: Cilindro soldado ao pré-molar em vista aproximada;
D: Cilindro soldado ao molar em vista aproximada.

Para o GI (cimentado), a primeira leitura de desajuste vertical foi realizada após a cimentação das próteses sobre os cilindros. Após ciclagem mecânica uma nova leitura foi realizada para que pudesse se estabelecer uma comparação da variação do desajuste antes e após ciclagem. Para o GII (soldado) a primeira leitura de desajuste foi realizada logo após a soldagem da infraestrutura metálica aos cilindros passivos. Sendo que as próximas leituras foram realizadas após aplicação do revestimento estético e após ciclagem mecânica.

4.6 Ciclagem mecânica

Para a realização da ciclagem mecânica foi utilizado equipamento desenvolvido na Oficina do Departamento de Materiais Dentários e Prótese da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto – USP (Figura 20). Esta máquina foi configurada para operar com cargas de 50N, semelhante às forças mastigatórias em regiões posteriores (Hobkirk e Psarros, 1992;

Richter, 1995; Gateau et al., 1999; Attia e Kern, 2004; Khraisat et al., 2004). Nela um motor de 0,5 CV e 1.720 RPM com redutor regulável (0 – 400RPM) movimenta um excêntrico através do conjunto correia/polia. O redutor foi ajustado para que o braço de alavanca se movimente à velocidade de 60 ciclos/min (1Hz). A parte inferior deste braço é presa à mesa e o movimento é transferido à base onde estará fixado o recipiente que receberá os conjuntos prótese/mini pilares/implantes. Este recipiente foi ajustado para desenvolver um curso de 5mm, resultando na velocidade linear de ensaio de 5mm/s.

Figura 20. Máquina de ciclagem.

Após as peças protéticas serem obtidas e acabadas, elas foram parafusadas aos mini pilares cônicos com cinta de 3,5 mm com torque de 10N.cm (Mini Pilar Cônico CM 3,5 Neodent, Curitiba, PR, Brasil), com auxílio de catraca torquímetro protética (Neodent), adaptados sobre dois implantes, com 3,75 mm de diâmetro e 11,0 mm de altura (Titamax CM Medular, Neodent, Curitiba, PR, Brasil). Os mini pilares foram torqueados aos implantes com 32 N.cm, e sobre eles as próteses com 10 N.cm, seguindo o recomendado pelo fabricante (Figura 21A). Para que a situação proposta pudesse ser corretamente simulada e levada à máquina de ensaios, foram produzidos modelos reversos para cada conjunto (prótese/mini pilares/implantes). Para a confecção destes modelos, anéis de PVC seccionados de um tubo $\frac{3}{4}$ " (Tigre, Rio Claro, SP, Brasil), com dimensões de 2,0cm de diâmetro X 2,0cm de altura foram posicionados sobre uma placa de vidro isolada com vaselina e dentro deles foi vertida uma pequena quantidade de resina acrílica transparente (Vipi, Pirassununga, SP, Brasil) para a confecção de uma base (Figura 21B). Os conjuntos foram presos à haste vertical de um

delineador (BioArt, São Paulo, Brasil), com auxílio da massa densa de uma silicone de condensação (Zetalabor, Badia Polesine, Rovigo, Itália), no sentido do longo eixo dos implantes, permitindo o posicionamento das peças perpendicularmente à base do modelo a ser produzido (Figura 21C). Os anéis foram preenchidos com poliuretano (F16, Axson Technologies, Saint-Ouen-l'Aumône, França), simulando o posicionamento dos conjuntos sobre blocos ósseos. Em seguida, o conjunto foi deslocado verticalmente para baixo através das hastes do delineador até que as plataformas dos implantes estivessem ao nível superior do PVC e poliuretano, com atenção para que o poliuretano não cobrisse a plataforma dos implantes (Figura 21D,E). Assim, foram eliminados quaisquer desajustes do processo de produção de cada estrutura protética utilizada (Figura 21F).

Figura 21. Sequência de confecção dos modelos reversos para posicionamento na máquina de ciclagem.

Desta forma as próteses puderam ser adequadamente posicionadas nos casulos da base da máquina de ciclagem mecânica.

Para a aplicação da carga durante o ensaio, foram utilizadas pontas que simulam a oclusão antagonista. Estas pontas foram confeccionadas através de um enceramento ideal dos dentes antagonistas (Cera Kota para Prótese Fixa, Kota, Itaim Bibi, SP, Brasil) sobre o conjunto (prótese/mini pilares/implantes), que favoreceu o engrenamento oclusal em máxima intercuspidação (Figura 22). Após o enceramento ideal, um molde de silicone de duplicação transparente (Hard Duplex, CNG Soluções Protéticas) foi confeccionado para padronização e reprodução de todas as pontas antagonistas (Figura 22). Dentro deste molde foi vertido resina Duralay na cor 66 (Duralay, Reliance Dental Mfg.Co., Worth, Illinois, Estados Unidos), para

que tomasse a conformação ideal previamente encerada. Após sua presa, foram removidos excessos, realizados acabamento e polimento (Figura 22).

Figura 22. A: Enceramento antagonista; B: Prótese fixa e enceramento antagonista ocluídos; C: Matriz em silicone; D: Matriz em silicone pronta para receber resina Duralay; E: Resina Duralay vertida na matriz; F: Antagonista em Duralay finalizado.

Utilizando este mesmo molde, agora em seu interior foi vertido cera orgânica liquefeita (Rainbow), no intuito de obter um enceramento apenas da porção oclusal dos antagonistas ideais (Figura 23). Após a solidificação completa da cera, removeu-se o enceramento do interior do silicone e os ajustes necessários foram realizados (Figura 23). Este enceramento da porção oclusal teve *sprues* de 3mm de diâmetro e 5mm (Fio de cera para *Sprue*, Talmax, Curitiba, PR, Brasil) fixados sobre suas cúspides vestibulares com inclinação entre 45 a 60 graus (Figura 23). O conjunto foi posicionado em um anel de silicone (Ivoclar Vivadent) e incluído em revestimento fosfatado Galaxy (Talmax), passando pelos ciclos de eliminação da cera e posterior injeção cerâmica IPS InLine POM (Ivoclar Vivadent). Desta forma obtivesse a porção oclusal em cerâmica pura. Estas receberam acabamento e polimento seguido de glazeamento (Figura 23). Todas as etapas seguiram a mesma metodologia apresentada para a confecção das próteses fixas sobre implantes.

Figura 23. A: Cera liquefeita gotejada no interior da matriz de silicone; B: Enceramento oclusal; C: *Sprues* posicionados nas cúspides vestibulares do enceramento; D: Enceramento posicionado em base para inclusão; E: Oclusal em cerâmica após desinclusão; F: Oclusal em cerâmica finalizada após glazeamento.

As pontas antagonistas em resina Duralay cor 66 (Reliance) tiveram suas porções oclusais seccionadas, sobre as quais foram unidas as oclusais cerâmicas utilizando resina acrílica Duralay vermelha (Reliance). Desta forma obtivemos antagonistas ideais com a porção oclusal em cerâmica e todo seu restante em resina acrílica Duralay (Reliance) (Figura 24).

Figura 24. A: Antagonista em resina Duralay demarcado para secção; B: Antagonista com sua porção oclusal seccionada; C: Oclusal cerâmica unida ao corpo com Duralay vermelha.

Foi realizado o refinamento oclusal com auxílio de carbono Accufilm (Accufilm II, Parkell Inc, Edgewood, NY, Estados Unidos), seguido de polimento das peças com borrachas abrasivas (EVE Ernst Vetter GmbH) (Figura 25).

Figura 25. Ajuste oclusal.

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 entre si com cera utilidade liquefeita (Cera Wilson, Polidental, Cotia, SP, Brasil) (Figura 26). Levados à máquina de ensaios, foram posicionados sobre o casulo da base e o parafuso de fixação parafusado. Nas hastes móveis superiores com ajuste vertical foi posicionado um anel de PVC de 1,2cm de diâmetro X 2,0cm de altura (Figura 26). A altura da haste foi ajustada e o espaço entre o anel de PVC superior e o antagonista preenchido com resina acrílica vermelha (Duralay, Reliance), registrando a posição ideal (Figura 26). Após a presa da resina, o antagonista, agora preso ao anel de PVC, foi removido da máquina, realizando-se sua união completa ao anel. Desta forma manteve-se o engrenamento oclusal preestabelecido.

Figura 26. Prótese e antagonista unidos com cera fundida; Conjuntos posicionados na máquina de ciclagem; C: Registro da oclusão ideal.

Finalizada esta etapa as peças foram levadas a ciclagem mecânica.

Com a liberação total de cada haste contendo os antagonistas, um peso de (50N) incidia diretamente sobre os conjuntos prótese/mini pilar/implante, inseridos na matriz de poliuretano. Cada ciclo mastigatório simulado pela máquina inclui 3 tipos de movimento: 1. movimento vertical para baixo, simulando aperto oclusal; 2. movimento lateral de 5mm,

simulando movimento de lateralidade; 3. movimento vertical para cima, simulando desocclusão. Cada ciclo completo foi realizado em 1 segundo, totalizando 60 ciclos por minuto (1Hz), o que se aproxima da frequência média da mastigação humana (Winkler et al., 2003; Attia e Kern, 2004; Kim et al., 2009). Durante os movimentos de oclusão e lateralidade, a carga total de cada haste (50N) incidiu direta e livremente sobre os conjuntos prótese/mini pilares/implantes. A máquina comporta 5 amostras em cada ensaio. Os conjuntos prótese/mini pilares/implantes ficaram totalmente imersos em água deionizada no decorrer do ensaio (Figura 27).

Figura 27. Corpos de prova posicionados na máquina de ciclagem.

Este equipamento foi desenvolvido baseando-se na norma ISO/TS 14569-2 (Dental Materials – Guidance on testing of wear – Part 2: Wear by two - and/or three body contact, 2001) sob Método Freiburg. Cada ensaio de carregamento mecânico foi realizado utilizando-se 5 amostras por vez, por um período de 83,3 horas, totalizando 300.000 ciclos para cada amostra, o que corresponde a aproximadamente 1 ano de função mastigatória normal (Gateau et al. 1999; Khraisat et al., 2004; Quek et al., 2006). Ao final dos 12 meses de simulação todas as estruturas obtidas pelas duas técnicas de união aos cilindros foram submetidas a leituras de desajuste vertical e perda de torque.

4.7 Leituras, obtenção dos dados e análise estatística do desajuste vertical.

Para as leituras, foi utilizado o método de Sheffield (Eisenman 1997), que consiste em executar as leituras com apenas um dos lados parafusados. Para isso, um dos parafusos protéticos foi posicionado e parafusado manualmente até o ponto de se sentir a fixação do parafuso na rosca. Nesta condição a peça levada para a primeira leitura, sendo medido e anotado o espaço existente entre o intermediário e a prótese (cilindro passivo) nos dois lados: lado parafusado e lado contrário. Após isso, o lado do parafuso foi trocado, e a segunda leitura executada. Para a terceira leitura, os dois parafusos foram posicionados e parafusados com torque calibrado em 10N.cm, com auxílio de catraca torquímetro manual (Neodent). As sequências de leitura foram realizadas em todos os corpos de prova, em dois diferentes momentos para o G1 (cimentado) - nas próteses finalizadas (após prensagem cerâmica, glazeamento e cimentação dos cilindros passivos) antes e após ciclagem mecânica; e em três momentos distintos para o G2 (soldado) - nas infraestruturas metálicas após soldagem dos cilindros passivos, após prensagem da cerâmica e glazeamento e após ciclagem mecânica.

Para as leituras foi utilizado microscópio óptico comparador (Leica Microsystems, Wetzlar, Alemanha) (Figura 28) em aumento de 40x. Foram lidas as faces vestibulares, palatinas e proximais para cada condição. Para cada face foram executadas 3 (três) leituras, perfazendo total de 12 (doze) pontos lidos em cada cilindro para cada condição de leitura, o que resultou em 120 valores de desajuste, uma vez que 10 próteses fixas foram avaliadas. A partir destes 120 valores obtivemos as médias (μm) e erros padrão (EM) para cada pilar nos diferentes momentos de análise (G1, cimentado - nas próteses finalizadas - antes e após ciclagem mecânica; G2, soldado - nas infraestruturas metálicas após soldagem dos cilindros passivos, após prensagem da cerâmica e glazeamento e após ciclagem mecânica) e as comparações foram realizadas. A base do corpo de prova foi projetada de forma a permitir as leituras das faces proximais nas duas fixações com o auxílio de bases anguladas (Figura 28).

Figura 28. Microscópio óptico comparador utilizado para leituras. B: Bases anguladas para leituras das faces proximais.

Os dados obtidos dos níveis de assentamento das estruturas protéticas pré e pós-prensagem cerâmica e ciclagem mecânica para as duas técnicas utilizadas foram comparados e analisados estatisticamente. A análise estatística teve por objetivos comparar os grupos cimentado e soldado nos diferentes momentos (antes e após ciclagem) e os momentos dentro de cada grupo analisado (antes/após prensagem cerâmica e antes/após ciclagem mecânica). As comparações foram realizadas utilizando Modelo Linear de Efeitos Mistos (efeitos aleatórios e fixos). Este modelo é utilizado na análise de dados onde respostas de um mesmo corpo de prova estão agrupadas e a suposição de independência entre as observações num mesmo grupo não é adequada (Schall, 1991). Para a utilização deste modelo, é preciso que seus resíduos tenham distribuição normal com média zero e variância constante. Como tal pressuposto foi violado, realizou-se uma transformação logarítmica na variável resposta. O ajuste do modelo foi feito através do procedimento PROC MIXED e a análise estatística desenvolvida no software SAS/STAT® (versão 9,1 SAS Insitute Inc. Cary, NC, EUA).

4.8 Leituras, obtenção dos dados e análise estatística da perda de torque.

Para a mensuração do valor do torque de afrouxamento ou destorque nos parafusos de retenção das próteses foi utilizado um torquímetro digital (TQ-680, Instrutherm, São Paulo, Brasil), acoplado em um delineador modificado desenvolvido no Departamento de Materiais Dentários e Prótese da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto – USP, sendo as medições do pré-molar realizadas primeiramente e na sequência as do molar. O torquímetro foi posicionado no delineador, de forma que a chave protética fosse utilizada verticalmente,

padronizando a posição de avaliação do torque (Figura 29). Os parafusos foram parafusados aos mini pilares cônicos com torque recomendado pelo fabricante (10N.cm). Após 10 minutos foi realizado o destorque e os valores de desaperto anotados. Na sequência, o retorque e, após 10 minutos realizou-se o torque de confirmação. Durante o torque de confirmação, caso os valores apontados fossem inferiores a 10N.cm, os parafusos eram novamente parafusados até alcançarem este valor. Os corpos de prova foram então levados à ciclagem. Após a realização dos 300.000 ciclos, o destorque dos parafusos protéticos foi aferido. Em todas as etapas de avaliação de perda de torque, os corpos de prova permaneceram submersos em água destilada. Para calcular as porcentagens de perda de torque inicial e após a ciclagem foram utilizadas as seguintes fórmulas (Park *et al.*, 2010):

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

$$\text{Perda de torque pós ciclagem (\%)} = \frac{(\text{torque de confirmação} - \text{destorque final})}{\text{torque de confirmação}} \times 100$$

Figura 29. Torquímetro digital acoplado ao delineador modificado.

Os valores de perda de torque inicial e final foram aferidos e foram obtidas porcentagens de perda de torque inicial e final, as quais foram comparadas no intuito de verificar diferenças antes e após a ciclagem mecânica e entre um grupo e outro. Para a análise estatística foi utilizado teste de Modelo Linear de Efeitos Mistos, complementado pelo teste de Bonferroni, através do Software IBM SPSS (IBM Corporation, Somers, NY, EUA).

5. Resultados

5.1 Desajuste vertical

Os valores médios de desajuste vertical (μm) de cada grupo, divididos por condição de aperto dos parafusos (pré-molar parafusado, molar solto, pré-molar solto, molar parafusado, pré-molar torqueado, molar torqueado), assim como os Erros Padrão obtidos, são apresentados nas tabelas e gráficos de 1 a 4.

Tabela 1. Média (μm) e Erro padrão da média (EPM) dos desajustes verticais quando parafusado o parafuso do pré-molar, analisando os lados parafusado (pré-molar) e solto (molar), antes e após a ciclagem mecânica, em função da técnica de união dos cilindros (Cimentado/Soldado).

Condição experimental	Antes da ciclagem	Após a ciclagem
	Média $\pm$ EPM	Média $\pm$ EPM
Pré-molar parafusado		
Cimentado	11,94 $\pm$ 3,17 Aa	12,42 $\pm$ 6,19 Aa
Soldado	48,63 $\pm$ 39,68 Ba	47,62 $\pm$ 35,16 Ba
Molar solto		
Cimentado	38,24 $\pm$ 44,87 Aa	41,77 $\pm$ 51,52 Aa
Soldado	62,34 $\pm$ 41,40 Ba	69,65 $\pm$ 53,08 Ba

* Teste estatístico: Modelo linear de efeitos mistos

* Letras maiúsculas (na mesma coluna) e minúsculas (na mesma linha) diferentes, indicam diferença estatisticamente significante ($p < 0,05$).

Gráfico 1. Desajustes verticais antes e após ciclagem mecânica quando analisado pré-molar parafusado e molar solto, em função da técnica de confecção.

Quando analisamos os valores de desajuste obtidos antes e após ciclagem mecânica, para o Pré-molar parafusado (Tabela 1/Gráfico 1), verificamos para o grupo cimentado desajustes médios de $11,94 \pm 3,17\mu\text{m}$ e $12,42 \pm 6,19\mu\text{m}$, respectivamente. Diferenças estatísticas não foram verificadas antes e após ciclagem ($p=0,812$). Já para o grupo soldado, desajustes médios de $48,63 \pm 39,68\mu\text{m}$ antes da ciclagem e $47,62 \pm 35,16\mu\text{m}$ foram verificados, não havendo também diferenças estatísticas antes e após ciclagem ($p=0,918$). Na comparação entre as técnicas “cimentado” e “soldado”, para desajustes no pré-molar parafusado, foram verificadas diferenças estatisticamente significantes antes e após a ciclagem ($p<0,0001$).

Analisando o molar solto, verificamos para o grupo cimentado desajustes médios de $38,24 \pm 44,87$ antes e $41,77 \pm 51,52$ após ciclagem. A análise estatística não revelou diferenças entre as médias ($p=0,892$). Quando analisado o grupo soldado, encontramos desajustes médios de $62,34 \pm 41,40\mu\text{m}$ e $69,65 \pm 53,08\mu\text{m}$ antes e após ciclagem, respectivamente. Diferenças estatísticas significantes não foram encontradas ($p=0,484$). Porém, na comparação entre os grupos “cimentado” e “soldado”, antes e após ciclagem, para o molar solto, diferenças estatisticamente significantes foram verificadas ($p=0,028$ e $p=0,016$, respectivamente), apresentado o grupo cimentado médias de desajuste menores do que o soldado.

Tabela 2. Média (μm) e Erro padrão da média (EPM) dos desajustes verticais quando parafusado o parafuso do Molar, analisando os lados parafusado (Molar) e solto (Pré-molar), antes e após a ciclagem mecânica, em função da técnica de passivação (Cimentado/Soldado).

Condição experimental	Antes da ciclagem	Após a ciclagem
	Média $\pm$ EPM	Média $\pm$ EPM
Pré-molar solto		
Cimentado	$66,21 \pm 83,46$ Aa	$64,33 \pm 72,35$ Aa
Soldado	$143,31 \pm 90,15$ Ba	$127,07 \pm 78,26$ Ba
Molar parafusado		
Cimentado	$8,38 \pm 3,59$ Aa	$11,97 \pm 6,78$ Ab
Soldado	$26,39 \pm 17,33$ Ba	$29,06 \pm 18,90$ Ba

* Teste estatístico aplicado: Modelo linear de efeitos mistos

* Letras maiúsculas (na mesma coluna) e minúsculas (na mesma linha) diferentes, indicam diferença estatisticamente significativa ($p<0,05$).

Gráfico 2. Desajustes verticais antes e após ciclagem mecânica quando analisado pré-molar solto e molar parafusado, em função da técnica de confecção.

Na tabela e gráfico 2, são apresentados os valores de desajuste obtidos antes e após ciclagem mecânica, após inversão do lado de aperto do parafuso. Analisando agora o pré-molar solto, verificamos para o grupo cimentado desajustes médios de $66,21 \pm 83,46\mu\text{m}$ antes e $64,33 \pm 72,35\mu\text{m}$, respectivamente. Diferenças estatísticas não foram verificadas ($p=0,684$). Para o grupo soldado, desajustes médios de $143,31 \pm 90,15\mu\text{m}$ antes e $127,07 \pm 78,26\mu\text{m}$ após ciclagem foram verificados, também não havendo diferenças estatísticas antes e após ($p=0,217$). Na comparação entre as técnicas “cimentado” e “soldado”, para desajustes no pré-molar solto, antes da ciclagem, foram verificadas diferenças estatisticamente significantes ($p<0,001$), assim como após a ciclagem mecânica ($p\leq 0,001$). A técnica cimentada promoveu menores níveis de desajuste vertical em ambos os momentos avaliados.

Analisando o molar parafusado, antes e após ciclagem, verificamos para o grupo cimentado desajustes médios de $8,38 \pm 3,59\mu\text{m}$ e $11,97 \pm 6,78\mu\text{m}$, respectivamente. A análise mostrou haver diferença estatística entre as médias ($p<0,0001$). Quando analisado o grupo soldado, encontramos desajustes médios de $26,39 \pm 17,33\mu\text{m}$ antes e $29,06 \pm 18,90\mu\text{m}$ após ciclagem. Diferenças estatísticas significantes entre as médias não foram encontradas ($p=0,237$). Porém, na comparação entre os grupos “cimentado” e “soldado”, antes e após ciclagem, estando o molar parafusado, diferenças estatisticamente significantes foram verificadas tanto antes quanto após ciclagem mecânica ($p<0,0001$), apresentando o grupo cimentado desajustes menores que o soldado.

Tabela 3. Média (μm) e Erro padrão da média (EPM) dos desajustes verticais quando torquedados os parafusos do Pré-molar e molar, analisando ambos os lados, antes e após a ciclagem mecânica, em função da técnica de passivação (Cimentado/Soldado).

Condição experimental	Antes da ciclagem	Após a ciclagem
	Média $\pm$ EPM	Média $\pm$ EPM
Pré-molar torqueado		
Cimentado	10,73 $\pm$ 3,38 Aa	12,04 $\pm$ 5,82 Aa
Soldado	41,01 $\pm$ 35,63 Ba	43,79 $\pm$ 38,01 Ba
Molar torqueado		
Cimentado	8,69 $\pm$ 3,16 Aa	11,31 $\pm$ 5,35 Aa
Soldado	27,30 $\pm$ 19,36 Ba	29,93 $\pm$ 20,43 Ba

* Teste estatístico aplicado: Modelo linear de efeitos mistos

* Letras maiúsculas (na mesma coluna) e minúsculas (na mesma linha) diferentes, indicam diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$).

Gráfico 3. Desajustes verticais antes e após ciclagem mecânica quando analisados pré-molar e molar torquedados, em função da técnica de confecção.

Estando agora os dois parafusos torquedados em 10N.cm, os valores de desajuste obtidos antes e após ciclagem mecânica são apresentados na tabela e gráfico 3. Para o pré-molar no grupo cimentado foram verificados desajustes médios de 10,73 $\pm$ 3,38 μm e 12,04 $\pm$ 5,82 μm , respectivamente. Diferenças estatísticas não foram verificadas ($p=0,320$). Já para o grupo soldado, desajustes de 41,01 $\pm$ 35,63 μm antes e 43,79 $\pm$ 38,01 μm após ciclagem foram verificados, também sem haver diferenças estatísticas entre as médias ($p=0,398$). Na

comparação entre as técnicas “cimentado” e “soldado”, para desajustes no pré-molar, foram verificadas diferenças estatisticamente significantes tanto antes quanto após a ciclagem mecânica ($p < 0,0001$).

Analisando o molar, verificamos para o grupo cimentado desajustes médios de $8,69 \pm 3,16\mu\text{m}$ antes e $11,31 \pm 5,35\mu\text{m}$ após ciclagem. A análise mostrou não haver diferença estatística entre as médias ($p = 0,005$). Quando analisado o grupo soldado, encontramos desajustes médios de $27,30 \pm 19,36\mu\text{m}$ e $29,93 \pm 20,43\mu\text{m}$ antes e após ciclagem, respectivamente. Diferenças estatísticas significantes entre as médias não foram encontradas ($p = 0,125$). Na comparação entre os grupos, diferenças estatisticamente significantes foram verificadas tanto antes quanto após ciclagem mecânica ($p < 0,0001$), apresentando o grupo cimentado desajustes menores que o soldado.

O grupo soldado, por ter as soldagens feitas previamente à prensagem cerâmica, teve leituras de desajuste obtidas antes da prensagem (após soldagem), após prensagem/antes da ciclagem e após a ciclagem mecânica. Desta forma os valores de desajuste vertical para o grupo soldado nestas etapas de confecção são apresentados na tabela 4:

Tabela 4. Média (μm) e Erro padrão da média (EPM) dos desajustes verticais em todas as condições de aperto dos parafusos, analisando ambos os lados (Pré-molar e Molar), antes e após prensagem cerâmica, para o grupo soldado.

Condição experimental	Antes da prensagem/ Após soldagem	Após a prensagem/ Antes da ciclagem
	Média $\pm$ EPM	Média $\pm$ EPM
Pré-molar parafusado	$18,34 \pm 11,64$ a	$48,63 \pm 39,68$ b
Molar solto	$73,16 \pm 49,12$ a	$62,34 \pm 41,40$ a
Pré-molar solto	$92,19 \pm 55,05$ a	$143,31 \pm 90,15$ b
Molar parafusado	$14,32 \pm 8,07$ a	$26,39 \pm 17,33$ b
Pré-molar torquado	$16,19 \pm 11,43$ a	$41,01 \pm 35,63$ b
Molar torquado	$15,51 \pm 9,40$ a	$27,30 \pm 19,36$ b

* Teste estatístico aplicado: Modelo linear de efeitos mistos

* Letras minúsculas diferentes na mesma linha indicam diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$).

Gráfico 4. Desajustes verticais para as diferentes situações de aperto dos parafusos, em função da prensagem cerâmica, para G2.

Quando analisamos os valores de desajuste obtidos antes e após prensagem cerâmica (tabela 4 e gráfico 4), para o pré-molar parafusado, encontramos desajustes médios de $18,34 \pm 11,64\mu\text{m}$ e $48,63 \pm 39,68\mu\text{m}$, respectivamente. Diferenças estatísticas significantes foram encontradas entre as ($p < 0,0001$). Ainda com o pré-molar parafusado, mas analisando o lado oposto, do molar solto, desajustes médios de $73,16 \pm 49,12\mu\text{m}$ antes e $62,34 \pm 41,40\mu\text{m}$ após prensagem foram verificados, não havendo diferenças estatísticas entre as médias ($p = 0,052$).

Ao invertermos o lado de aperto, agora com o pré-molar solto, encontramos médias de desajuste de $92,19 \pm 55,05\mu\text{m}$ antes e $143,31 \pm 90,15\mu\text{m}$ após prensagem cerâmica. No molar parafusado, as médias foram de $14,32 \pm 8,07\mu\text{m}$ e $26,39 \pm 17,33\mu\text{m}$, respectivamente.

Estando ambos os parafusos torqueados, para o pré-molar verificamos desajustes de $16,19 \pm 11,43\mu\text{m}$ antes da prensagem e $41,01 \pm 35,63\mu\text{m}$ após prensagem cerâmica, e para o molar, $15,51 \pm 9,40\mu\text{m}$ e $27,30 \pm 19,36\mu\text{m}$. Diferenças estatísticas significativas foram encontradas entre as médias tanto para o pré-molar quanto para o molar ($p < 0,0001$).

5.2 Perda de Torque no Pré-molar

Tabela 6: Média e desvio padrão (DP) da porcentagem de perda de torque no pré-molar (%) antes e após a ciclagem mecânica, de acordo com o método de confecção.

Métodos de confecção	Antes da ciclagem	Após a ciclagem
	Media (DP)	Media (DP)
Cimentado	31,04 (13,22) Ab	42,3551 (14,99) Ab
Soldado	33,97 (13,41) Ab	37,9168 (9,32) Ab

* Teste estatístico aplicado: Modelo linear de efeitos mistos, complementado por Bonferroni.

* Letras maiúsculas (na mesma coluna) e minúsculas (na mesma linha) diferentes indicam diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$).

Tabela 7: Comparação entre os métodos de confecção para obtenção de passividade em função do tempo, evidenciando o “n” experimental, diferença entre as médias dos grupos, diferença entre intervalos de confiança e valores de “p” para o dente pré-molar.

Tempo	Métodos de confecção	n	Diferença entre médias	Diferença entre intervalos de confiança 95%		p-valor
				Limite inferior	Limite superior	
Antes	Cimentado	10	-2,93	-16,94	11,07	0,662
	Soldado	10				
Após	Cimentado	7	4,44	-8,08	16,95	0,461
	Soldado	10				

Tabela 8. Comparação de cada método de confecção para obtenção de estruturas passivas frente à ciclagem mecânica, evidenciando o “n” experimental, diferença entre as médias dos grupos, diferença entre intervalos de confiança e valores de “p” para o dente pré-molar.

Tempo	Métodos de confecção	N	Diferença entre médias	Diferença entre intervalos de confiança 95%		p-valor
				Limite inferior	Limite superior	
Cimentado	Antes	10	-11,318	-23,525	0,888	0,067
	Após	7				
Soldado	Antes	10	-3,947	-14,160	6,266	0,423
	Após	10				

Verifica-se nas tabelas 7 e 8, para o Grupo Cimentado no momento “Após Ciclagem”, que o número de amostras avaliadas difere-se da situação inicial, apresentando o grupo

cimentado $n=7$. Tal fato deve-se à fratura dos parafusos protéticos de 3 amostras (3 parafusos de pré-molares e 3 de molares) durante a realização dos ensaios de ciclagem mecânica.

Na Tabela 7 os valores de p (antes: $p=0,662$; após: $p=0,461$) indicam que não há diferença estatisticamente significativa entre os grupos avaliados antes ou após ciclagem mecânica.

Na Tabela 8, os valores de p indicam que para o grupo cimentado não houve uma perda de torque estatisticamente significativa antes e após a ciclagem mecânica ($p=0,067$). O mesmo é verificado para o grupo soldado ($p=0,423$), indicando que a porcentagem de perda de torque antes e após a ciclagem mecânica foi estatisticamente semelhante.

Gráfico 6: Perda de torque dos parafusos dos pré-molares antes e após ciclagem mecânica em função das diferentes técnicas de confecção (cimentado e soldado).

Observa-se no gráfico as comparações descritas por média e desvio-padrão entre os grupos cimentado e soldado antes e após ciclagem mecânica para o dente pré-molar. Não houve diferença estatisticamente significativa entre grupos antes e após ciclagem mecânica (antes, $p=0,062$; após, $p=0,461$; cimentado, $p=0,067$; soldado, $p=0,423$, respectivamente).

Quando avaliou-se os parafusos dos pré-molares não foi detectada nenhuma perda total de torque.

5.3 Perda de torque no Molar

Tabela 9: Média e desvio padrão (DP) da porcentagem de perda de torque no molar (%) antes e após a ciclagem mecânica, de acordo com o método de confecção.

Método de confecção	Antes da ciclagem	Após a ciclagem
	Media (DP)	Media (DP)
Cimentado	30,77 (12,37) Ab	39,2753 (13,96) Ab
Soldado	44,37 (11,14) Bb	54,3927 (26,39) Ab

* Teste estatístico aplicado: Modelo linear de efeitos mistos, complementado por Bonferroni.

* Letras maiúsculas (na mesma coluna) e minúsculas (na mesma linha) diferentes indicam diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$).

Tabela 10: Comparação entre os métodos de confecção para obtenção de passividade em função do tempo, evidenciando o “n” experimental, diferença entre as médias dos grupos, diferença entre intervalos de confiança e valores de “p” para o dente molar.

valores de p para o teste normal.						
Tempo	Métodos de confecção	n	Diferença entre médias	Diferença entre intervalos de		p-valor
				confiança 95%		
				Limite inferior	Limite superior	
Antes	Cimentado	10	-13,59	-25,83	-1,36	0,032
	Soldado	10				
Após	Cimentado	7	-15,12	-38,51	8,27	0,189
	Soldado	10				

Tabela 11. Comparação de cada método de confecção para obtenção de estruturas passiva frente à ciclagem mecânica, evidenciando o “n” experimental, diferença entre as médias dos grupos, diferença entre intervalos de confiança e valores de “p” para o dente molar.

Tempo	Métodos de confeção	n	Diferença entre médias	Diferença entre intervalos de confiança 95%		p-valor
				Limite inferior	Limite superior	
Cimentado	Antes	10	-8,498	-29,047	12,051	0,392
	Após	7				
Soldado	Antes	10	-10,023	-27,215	7,170	0,233
	Após	10				

Verifica-se nas tabelas 10 e 11, também para o Grupo Cimentado no momento “Após Ciclagem”, a mesma discrepância amostral explicitada nas tabelas 7 e 8, entre os grupos cimentado e soldado, tendo em vista a fratura dos parafusos protéticos de 3 amostras (3 parafusos de pré-molares e 3 de molares) durante a realização dos ensaios de ciclagem mecânica.

Nota-se na Tabela 10 que há uma diferença estatisticamente significativa quanto à porcentagem de perda de torque entre os grupos cimentado e soldado comparados antes da ciclagem mecânica ($p=0,032$), onde o grupo soldado apresentou uma maior porcentagem de perda de torque inicial quando comparado com o grupo cimentado. Após a ciclagem mecânica os grupos avaliados apresentam uma porcentagem de perda de torque estatisticamente semelhante ($p=0,189$).

Na Tabela 11, os valores de p indicam que para o grupo cimentado não houve uma perda de torque estatisticamente significativa antes e após a ciclagem mecânica ($p=0,392$). O mesmo é verificado para o grupo soldado ($p=0,233$), indicando que a porcentagem de perda de torque antes e após a ciclagem mecânica foi estatisticamente semelhante.

Gráfico 7: Perda de torque dos parafusos dos molares antes e após ciclagem mecânica em função das diferentes técnicas de confecção (cimentado e soldado).

Observa-se no gráfico as comparações descritas por média e desvio-padrão entre os grupos cimentados e soldados antes e após ciclagem mecânica para o dente Molar. Houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos antes da ciclagem mecânica ($p=0,032$). Porém, não houve diferença estatística após ciclagem ($p=0,189$) e para cada grupo antes e após ciclagem mecânica ($p=0,392$; $p=0,233$, respectivamente).

Quando avaliou-se os parafusos dos molares, em um dos corpos de prova detectou-se a soltura completa do parafuso protético, evidenciando uma perda de torque de 100% após ciclagem. Neste corpo-de-prova apenas o parafuso do molar havia se soltado por completo, permanecendo o parafuso do pré-molar com certa quantidade de torque. Desta forma a prótese fixa em questão manteve-se em posição durante todo o período de ciclagem.

6. Discussão

6.1 Desajuste vertical

Taxas de sucesso superiores a 95% são relatadas na literatura quando da reabilitação de pacientes com próteses sobre implantes. Seu uso tem aumentado consideravelmente, tendo em vista os avanços da área, que tornam esta opção de tratamento reabilitador uma alternativa acessível do ponto de vista técnico e de custo final (Jemt; Pettersson, 1993; Preiskel; Tsolka, 2004; Cicciù, 2008; Pjetursson, 2012; Romeo; Storelli, 2012; Wittneben *et al.*, 2013). Porém, na literatura ainda encontramos relatos de complicações inerentes a esta modalidade restauradora. Dentre as mais frequentes estão: afrouxamento, soltura e fratura de parafusos e de pilares de retenção, perdas de implantes, fratura de material de revestimento, perda óssea periimplantar, periimplantites e complicações dos tecidos moles circundantes (Jemt *et al.*, 1991; Aparicio, 1994; Duyke; Naert, 2002; Simon, 2003; Khraisat *et al.*, 2004; Preiskel; Tsolka, 2004; Karl *et al.*, 2006; Barbosa *et al.*, 2008; Jung *et al.*, 2008; Aglietta *et al.*, 2009; Sailer *et al.*, 2009; Ha *et al.*, 2011; Torres *et al.*, 2011; Lee *et al.*, 2011).

Tem sido estabelecido na literatura relação entre imprecisão da adaptação marginal de peças protéticas, desajuste vertical entre prótese e implantes e ausência de passividade, com a incidência de complicações e falhas mecânicas dos implantes e seus componentes (Sakaguchi e Borgensen, 1993; Assunção *et al.*, 2011). Adaptação passiva e ajuste marginal preciso contribuem para o sucesso longitudinal das reabilitações protéticas sobre implantes (Kan *et al.*, 1999; Dinato *et al.*, 2001; Sahin; Çehreli, 2001; Barbosa *et al.*, 2008; Tioosi *et al.*, 2008; Mendes *et al.*, 2013). Próteses mal adaptadas produzirão sobrecarga nos elementos mecânicos do sistema, podendo levar aos problemas supracitados.

O que se observa na literatura é que passividade absoluta não tem sido encontrada nas últimas três décadas de estudos, tendo em vista os diversos procedimentos laboratoriais que uma prótese percorre até sua obtenção final. Procedimentos estes, passíveis de incorporar distorções ao produto final (Tan, 1995). Desta forma, a literatura sugere que desadaptações entre 10 e 100µm, para as quais, complicações clínicas ao longo dos anos aparentemente não ocorrem, são toleráveis para a prática clínica (Branemark, 1983; Jemt *et al.*, 1996).

A precisão da adaptação de infraestruturas metálicas fundidas é limitada por alterações dimensionais durante o tratamento do metal e os processos de confecção da peça. Falhas e distorções podem ocorrer durante a moldagem, vazamento do gesso e obtenção do modelo mestre, manipulação do material de revestimento e também durante a fundição da liga. Neste

trabalho, falhas inerentes ao processo de moldagem e obtenção do modelo mestre em gesso foram eliminadas devido à não realização destes passos (Naveen *et al.*, 2011), no intuito de identificar desajustes provenientes apenas das técnicas de confecção analisadas. Desta forma, todas as estruturas protéticas foram confeccionadas sobre uma matriz, sobre a qual também foram realizadas todas as análises de desadaptação.

Inúmeros são os procedimentos e técnicas que podem ser realizadas para favorecer a obtenção de estruturas passivas sobre implantes: secção e soldagem a frio ou a laser da infraestrutura metálica, eletroerosão sobre modelo mestre e/ou na confecção final da peça, cimentação de cilindros passivos às estruturas sobre modelos de trabalho ou intraoral, soldagem a laser dos cilindros protéticos às infraestruturas fundidas, recorte dos cilindros na região de desajuste e união de novos cilindros por solda a laser, obtenção de infraestruturas através de tecnologia de usinagem computadorizada (CAD/CAM), e a associação de uma ou mais destas técnicas (Sellers, 1989; Van Roekel *et al.*, 1992; McCartney; Doud, 1993; Hellden; Derand, 1998; Cobb *et al.*, 2003; Longoni *et al.*, 2004; Sartori *et al.*, 2004; Longoni *et al.*, 2010; Briccoli *et al.*, 2012; Yannikakis; Prombonas, 2013).

A técnica da cimentação passiva, proposta por Sellers em 1989, apresenta resultados satisfatórios no que tange à passividade e desempenho clínico longitudinal (Borges *et al.*, 2008; Yannikakis; Prombonas, 2013). Ela trás como vantagens: obtenção de adaptação precisa e simplificação dos procedimentos clínicos e laboratoriais, eliminando etapas de secção da peça em monobloco, soldagem das partes, prova clínica e moldagem de transferência após solda; a cimentação pode ser realizada sobre o modelo de trabalho ou em boca; combina adaptação passiva de próteses cimentadas com reversibilidade de próteses aparafusadas; possibilidade de aplicação do material de revestimento estético previamente à cimentação, o que elimina potenciais distorções causadas pela queima da porcelana; possibilidade de polimento extraoral após cimentação; possibilidade de reposição de cilindros em casos de soltura. Porém, há desvantagens que estão relacionadas principalmente à presença de um cimento resinoso como agente de união (Jimenez-Lopes, 1996): a utilização de cimento resinoso é indispensável, o qual apresenta contração de polimerização, e pode interferir na obtenção da passividade; possibilidade de incorporação de bolhas e porosidades, tornando o cimento frágil; a linha de cimentação pode romper quando submetida a forças oclusais excessivas; há dificuldade de percepção da soltura de um ou mais cilindros, o que pode levar à sobrecarga de outros; quando da necessidade de eventuais consertos de cerâmica fraturada ou reaplicações, é necessária a remoção do cilindro e posterior recimentação, uma

vez que cimentos resinosos não suportam as elevadas temperaturas da queima da porcelana; a cinta metálica do cilindro ficará evidente após a cimentação, pois a cerâmica será aplicada até o limite da infraestrutura metálica (Figura 30). Diante disso a necessidade de seleção cuidadosa da altura do transmucoso dos pilares, para que a cinta metálica localize-se numa posição intra-sulcular, e a avaliação criteriosa dos tecidos moles do paciente para que o metal não fique evidente por transparência e comprometa a estética.

Figura 30. Prótese fixa cimentada sobre cilindro, evidenciando a presença de uma linha de cimentação e a exposição do colar metálico do cilindro.

Neste estudo, os desajustes verticais para o grupo cimentado, logo após a cimentação, estando os dois parafusos parafusados foram: no pré-molar - valor médio de $10,73 \pm 3,38\mu\text{m}$; no molar - valor médio de $8,69 \pm 3,16\mu\text{m}$. Em ambos os elementos, os valores apresentados encontram-se abaixo do limite máximo de $100\mu\text{m}$, proposto na literatura como aceitável (Jemt *et al.*, 1991).

Em vários trabalhos os níveis de desajuste encontrados variaram entre $5,4$ e $72\mu\text{m}$ (Jemt, 1996; Romero *et al.*, 2000; Goossens; Herbst, 2003; Sartori *et al.*, 2004; Barbosa *et al.*, 2008; Tiozzi *et al.*, 2008, Barbosa *et al.*, 2010; Tiozzi *et al.*, 2010; de Torres *et al.*, 2011; Kahramanoglu; Özkan, 2013). Tiozzi *et al* (2010), avaliando estruturas em Co-Cr obtidas em monobloco, encontraram desajustes médios de $54,53\mu\text{m}$. Barbosa *et al.*, também em 2010, encontraram desajustes de $27,05\mu\text{m}$ para as mesmas peças; assim como de Torres *et al.* (2011), que observaram desajustes de $66,41\mu\text{m}$ também em estruturas monobloco de Co-Cr.

Os valores de desajuste encontrados no presente trabalho mostraram-se inferiores quando comparados às discrepâncias encontradas na literatura quando estruturas de Co-Cr obtidas em monobloco foram avaliadas, evidenciando a aceitabilidade dos resultados obtidos. A técnica de cimentação passiva parece promover um nível de ajuste satisfatório quando confrontado com a literatura e dentro dos níveis considerados aceitáveis.

Quando se passa à análise de assentamento passivo, com aperto intercalado de apenas um dos parafusos, imediatamente após cimentação, os resultados encontrados foram: $11,94 \pm 3,14\mu\text{m}$ para o pré-molar parafusado; $8,38 \pm 3,59\mu\text{m}$ para o molar parafusado. Estando o pré-molar parafusado e analisando o lado oposto, foram encontradas desadaptações de $39,24 \pm 44,87\mu\text{m}$. Com o molar parafusado, para o pré-molar solto: $66,21 \pm 83,46\mu\text{m}$. Com a análise destes dados, em todas as variações de apertos, é verificado aumento considerável no desajuste das interfaces quando analisado o lado oposto ao parafusado, indicando ausência de passividade absoluta da peça quando utilizada a técnica da cimentação passiva. Sartori *et al.* (2004), analisando peças fundidas em liga áurea antes de receberem eletroerosão, encontraram para o lado parafusado desajuste de $12,6 \pm 3,0\mu\text{m}$, e em peças fundidas em titânio, $30,1 \pm 6,4\mu\text{m}$. Analisando o lado oposto, foram detectados $69,2 \pm 24,9\mu\text{m}$ e $94,2 \pm 39,6\mu\text{m}$, respectivamente. Após eletroerosão, analisando o lado parafusado, o grupo fundido em liga áurea mostrou desajuste de $12,8 \pm 1,4\mu\text{m}$, e $29,6 \pm 4,4\mu\text{m}$ para liga de titânio. Para o lado oposto os autores não encontraram diferenças antes e após eletroerosão.

Tiossi *et al.* (2008) analisando estruturas de Co-Cr em monobloco, encontraram $35,01\mu\text{m}$ para o lado parafusado e $118,64\mu\text{m}$ para o lado solto. Barbosa *et al.* (2010) analisando o mesmo material, também em monobloco, encontraram $27,05\mu\text{m}$ de desajuste no lado parafusado e $584,84\mu\text{m}$ para o lado solto. de Aguiar Jr. *et al.* (2009) analisando estruturas em Ni-Cr fundidas em monobloco, encontraram desadaptações de $57,02\mu\text{m}$ para o lado solto. No mesmo trabalho, de Aguiar Jr. *et al.* (2009) encontraram desajustes de $18,92\mu\text{m}$ para infraestruturas em Ni-Cr que foram seccionadas diagonalmente e unidas por soldagem a laser, mostrando que a soldagem é um método eficiente para a correção do assentamento passivo de estruturas protéticas. Porém, tais níveis de desajuste foram obtidos em infraestruturas metálicas, diferentemente do que se obteve neste trabalho, onde os níveis de desajuste foram analisados na prótese finalizada. Procedimentos de aplicação do revestimento estético podem incorporar distorções à peça e levar a desajustes no produto final.

Apesar dos resultados encontrados para os lados parafusado e solto indicarem ausência de assentamento passivo, verifica-se que os valores para o lado parafusado são semelhantes

aos valores relatados na literatura obtidos após a execução de técnicas para favorecer a adaptação protética (eletroerosão), sendo inferiores tanto para o lado parafusado quanto para o lado solto, quando estruturas em monobloco são analisadas. Desta forma, a cimentação passiva promove níveis de assentamento passivo semelhantes a outras técnicas de adaptação protética, e níveis notavelmente inferiores a infraestruturas em monobloco, o que indica sua utilização mesmo que o assentamento passivo completo não seja obtido.

A soldagem é um método amplamente utilizado em odontologia para unir estruturas metálicas. Dentre as técnicas empregadas, o uso da soldagem a laser tem crescido nos últimos anos (Roggensack *et al.*, 1993; Berg *et al.*, 1995; Wang; Welsch, 1995; Chai; Chou, 1998; Wang; Chang, 1998). Apresenta como vantagem a possibilidade de unir estruturas metálicas sem a necessidade de interposição de material extra para preenchimento da fenda entre as estruturas. Porém, para que isto seja possível, o contato entre as estruturas a serem soldadas deve ser íntimo. Caso este pré-requisito não seja cumprido, a mesma liga das estruturas pode ser utilizada para preenchimento da fenda, sem que suas características originais sejam perdidas (Liu *et al.*, 2002). A energia do laser é concentrada sobre um único ponto, o que minimiza efeitos de aquecimento da estrutura a ser soldada, além de reduzir a oxidação da solda, limitando-a à área soldada (Roggensack *et al.*, 1993). A resistência mecânica e a qualidade das junções soldadas podem ser influenciadas pelo metal a ser soldado, comprimento de onda do raio, energia e pico de força do pulso, energia de saída, frequência e duração do pulso e diâmetro focal do raio. As máquinas de solda a laser utilizadas em odontologia são passíveis de regulagem da energia de saída (corrente ou voltagem), diâmetro focal do raio e duração do pulso. A combinação destas três variáveis também altera a profundidade de penetração do pulso de laser. A profundidade de penetração da solda dependerá do metal básico a ser soldado, devido às diferentes taxas de absorção dos raios laser, condutibilidade térmica e ponto de fusão para cada metal. Quanto maior a taxa de absorção dos raios laser e menor a condutibilidade térmica do metal, maior será a penetração do laser. Sendo assim, ligas odontológicas à base de Co, Cr, Ni, Mo e Ti são mais propícias para soldagem por apresentarem maior taxa de absorção dos raios laser e menor condutibilidade térmica quando comparadas a ligas nobres à base de Au, Ag, Pt e Pd.

Visando a obtenção de uma união entre os cilindros passivos e a infraestrutura metálica mais resistente e duradoura, foram idealizados cilindros protéticos em Co-Cr, para que pudessem ser unidos à infraestrutura metálica através de soldagem a laser. A modificação da técnica da cimentação passiva, variando o método de união, traz como vantagens: obtenção

de uma união resistente e duradoura entre cilindro e metal; na presença de falhas de soldagem, há possibilidade de incorporação de metal para preenchimento; é uma técnica simples e rápida de ser executada; a solda a laser permite soldagens pontuais e precisas, podendo o ponto de solda ter seu diâmetro variável a depender das necessidades; as soldagens são executadas sobre o modelo mestre, não havendo a necessidade do paciente nesta fase; a aplicação do revestimento estético será realizada após os cilindros soldados, o que permite o total recobrimento das partes metálicas favorecendo a estética (Figura 31). Porém, desvantagens estão presentes devido à necessidade de maquinário específico e oneroso que não está disponível em todos os laboratórios (Longoni *et al.*, 2004; Yannikakis; Prombonas, 2013); treinamento técnico específico por parte do operador do aparelho; as altas temperaturas da solda e a fina espessura do cilindro de Co-Cr podem fazer com que este seja perfurado; a aplicação do revestimento estético será feita após as soldas, podendo haver incorporação de distorções no produto final.

Figura 31. Prótese fixa confeccionada pela técnica de soldagem, evidenciando a ausência de colar metálico.

Baba *et al.* (2004) encontraram rachaduras em uniões soldadas a laser em liga de Co-Cr. Tal fato também pode ser percebido nos corpos de prova obtidos no presente estudo. Devido à fenda existente entre o cilindro protético e a infraestrutura metálica, foi necessário o preenchimento do espaço com liga de Co-Cr para uma união efetiva (Figura 32A). Porém, analisando a união soldada em microscópio óptico, ainda são percebidas falhas de soldagem e rachaduras (Figura 32B).

Figura 32. A: Cilindro soldado à infraestrutura, evidenciando a necessidade de preenchimento de falhas da soldagem; B: cilindro soldado após preenchimento de falhas, evidenciando a presença de rachaduras.

Os autores sugerem que tais falhas ocorrem devido à condutibilidade térmica do cobalto e do cromo, que apesar de ser inferior a ligas nobres à base de Au, Ag, Pt e Pd, pode se solidificar rapidamente após soldagem, por apresentar uma rápida difusão do calor, o que causa concentração de tensões na região soldada e o surgimento de rachaduras. Outro fato percebido foi que a espessura do cilindro protético era fina ao ponto de, em alguns momentos, não resistir à energia do laser e perfurar, mesmo estando o diâmetro do foco regulado em sua amplitude mais baixa. Essa pode, também, ser a causa da presença de falhas e rachaduras na união soldada.

Como proposto no trabalho, as leituras de desajuste foram realizadas logo após a soldagem das infraestruturas aos cilindros passivos, e comparadas ao desajuste das peças após aplicação do revestimento estético e ciclagem mecânica. Neste momento não foi realizada análise estatística comparando as estruturas logo após a solda e logo após a cimentação, uma vez que a intenção era comparar as estruturas simulando o momento em que seriam instaladas em boca, ou seja, após a aplicação do revestimento estético sobre as estruturas já soldadas e após a cimentação.

Imediatamente após as soldagens, foram encontrados os seguintes desajustes verticais com ambos os parafusos torquados em 10N.cm: para o pré-molar - média de $16,19 \pm 11,43\mu\text{m}$; para o molar - média de $15,51 \pm 9,40\mu\text{m}$. Ambos os valores apresentados encontram-se abaixo do limite máximo de $100\mu\text{m}$ proposto como aceitável por Jemt *et al.* (1991). Os valores de desajuste encontrados apresentaram-se próximos aos obtidos na cimentação passiva (pré-molar: $10,73 \pm 3,38\mu\text{m}$; molar: $8,69 \pm 3,16\mu\text{m}$), porém, pouco superiores. Os valores de desajuste neste momento de análise também se mostraram inferiores quando comparados às discrepâncias encontradas na literatura para estruturas de Co-Cr

obtidas em monobloco (Tiossi *et al.*, 2010: 54,53 μ m; Barbosa *et al.*, 2010: 27,05 μ m; de Torres *et al.*, 2011: 66,41 μ m), evidenciando a aceitabilidade dos resultados obtidos.

Na análise de assentamento passivo com aperto intercalado de apenas um dos parafusos, imediatamente após soldagem, os resultados encontrados foram: para o pré-molar parafusado, 18,34 $\pm$ 11,64 μ m; para o molar parafusado, 14,32 $\pm$ 8,07 μ m. Estando o pré-molar parafusado e analisando o lado oposto, o desajuste médio foi de 73,16 $\pm$ 49,12 μ m. Para o molar parafusado e pré-molar solto, média de 92,19 $\pm$ 55,05 μ m. Com a análise destes dados, em todas as variações de apertos, foi verificado aumento considerável no desajuste das interfaces quando analisado o lado oposto ao parafusado, indicando falta de passividade da peça também quando a união dos cilindros é feita por soldagem. Os níveis de desajuste encontrados apresentaram superiores aos verificados para cimentação (pré-molar parafusado: 11,94 $\pm$ 3,14 μ m; molar parafusado: 8,38 $\pm$ 3,59 μ m; molar solto: 39,24 $\pm$ 44,87 μ m; pré-molar solto: 66,21 $\pm$ 83,46 μ m). É possível que as altas temperaturas da solda, associadas ao rápido resfriamento do metal, promoveram distorções na união dos cilindros à infraestrutura, culminando nos níveis de desajuste mais elevados encontrados. Porém, foram níveis próximos aos encontrados por Sartori *et al.* (2004), analisando peças fundidas em liga áurea antes de receberem eletroerosão (12,6 $\pm$ 3,0 μ m no lado parafusado); e inferiores aos encontrados em peças fundidas em titânio (30,1 $\pm$ 6,4 μ m no lado parafusado); no lado oposto, os autores encontraram desajustes de 69,2 $\pm$ 24,9 μ m e 94,2 $\pm$ 39,6 μ m em liga áurea e titânio, respectivamente. Esses valores também são próximos aos verificados no presente trabalho. Após os autores realizarem eletroerosão nos seus corpos de prova, encontraram para o lado parafusado desajuste de 12,8 $\pm$ 1,4 μ m no grupo fundido em liga áurea, e 29,6 $\pm$ 4,4 μ m para liga de titânio. Os autores não encontraram diferenças antes e após eletroerosão no lado solto. Tiossi *et al.* (2008) analisando estruturas de Co-Cr em monobloco, encontraram 35,01 μ m para o lado parafusado e 118,64 μ m para o lado solto. Barbosa *et al.* (2010) analisando o mesmo material, também em monobloco, encontraram 27,05 μ m de desajuste no lado parafusado e 584,84 μ m para o lado solto. Levando em consideração os achados na literatura, infere-se que a técnica de soldagem de cilindros, neste momento de análise logo após a soldagem dos mesmos, promoveu adaptação e assentamento passivo próximos aos obtidos por Sartori *et al.* (2004) após executarem eletroerosão nas peças; e desajustes inferiores aos verificados por Tiossi *et al.* (2008) e Barbosa *et al.* (2010) quando avaliaram estruturas de Co-Cr em monobloco, o que nos permite inferir que a soldagem de cilindros é vantajosa em relação à utilização de estruturas em monobloco.

Falhas e distorções de peças protéticas podem ocorrer durante as diversas etapas laboratoriais de sua confecção (Saas; Eames, 1980). Não obstante, diversos trabalhos mostram que os ciclos de queima para aplicação de porcelana sobre estruturas metálicas é potencial causador de distorções e consequentes desajustes de peças protéticas (Campbell; Peleetier, 1992a; Campbell; Peleetier, 1992b; Campbell *et al.*, 1995; Gemalmaz *et al.*, 1998; Zervas *et al.*, 1999; Papazoglou *et al.*, 2001; Fonseca *et al.*, 2003; de Vasconcellos *et al.*, 2005; Almeida *et al.*, 2010; Cho *et al.*, 2012; de Vasconcellos *et al.*, 2012; Kim *et al.*, 2013). O que muitas vezes se percebe é o ajuste satisfatório da infraestrutura metálica durante a etapa de prova clínica, e a identificação de algum tipo de desajuste no momento da instalação da peça finalizada.

Apesar dos inúmeros estudos, ainda não há consenso na literatura sobre as causas destas distorções. Levando em consideração os estudos anteriormente citados, estabelece-se que: as distorções ocorrem principalmente após a primeira fase de queima (oxidação/degaseificação), trabalhando-se com cerâmicas feldspáticas convencionais (aplicação pó/líquido), e distorções menores ou nenhuma distorção nas fases seguintes (Campbell; Peleetier, 1992b; Campbell *et al.*, 1995; Gemalmaz *et al.*, 1998; Zervas *et al.*, 1999; Papazoglou *et al.*, 2001; de Vasconcellos *et al.*, 2005); infraestruturas metálicas, por terem configuração com diversas paredes, apresentam um complexo de distorções, o que dificulta a padronização das distorções para todas as situações (Campbell; Peleetier, 1992a; Gemalmaz *et al.*, 1998).

Anusavice *et al.* (1985) consideram o *creep* do metal como fonte de distorções devido às altas temperaturas de queima de porcelana. Os metais se deformam de modo permanente por serem submetidos a altas temperaturas (estresse) por longos períodos de tempo (durante a sinterização da porcelana). Campbell e Peleetier (1992a) acreditam que o desenho da estrutura metálica tenha relação com os níveis de distorção. Campbell e Peleetier (1992b) e Campbell *et al.* (1995) acreditam que a causa primária das distorções são liberações de tensão da peça fundida associadas ao tratamento a frio que os corpos de prova receberam em sua pesquisa; formação de uma camada de óxidos que interfere no assentamento; e a diferença entre os coeficientes de expansão térmica da liga e cerâmica, que resultam em indução de estresse no momento em que a porcelana contrai durante o resfriamento e deforma o metal. DeHoff e Anusavice (1984) consideram que a diferença entre coeficientes não é fonte primária de distorções, mas que contribuinte para.

Neste presente estudo, após a aplicação do revestimento estético do grupo soldado, acabamento das peças, ajustes, polimento e glaze, as estruturas passaram por novas aferições de desajuste vertical e passividade. Desta vez as análises estatísticas foram feitas comparando o grupo soldado antes e após aplicação da porcelana, no intuito de verificar a influência da sinterização da porcelana na adaptação das próteses; e também entre o grupo cimentado, logo após a cimentação das próteses aos cilindros, no intuito de identificar qual dos métodos seria mais eficaz, simulando a avaliação clínica das peças finalizadas.

Quando foram analisados pré-molar e molar torquados, antes da aplicação da cerâmica, foram encontrados desajustes de $16,19 \pm 11,43\mu\text{m}$ e $15,51 \pm 9,40\mu\text{m}$, respectivamente. Após a sinterização da cerâmica os desajustes encontrados foram de $41,01 \pm 35,63\mu\text{m}$ para pré-molar e $27,30 \pm 19,36\mu\text{m}$ para molar. Foram verificadas diferenças significantes no desajuste antes e após prensagem ($p < 0,0001$ para pré-molar e molar), sendo que após a aplicação da cerâmica os desajustes foram maiores.

Na análise de assentamento passivo, com aperto intercalado de apenas um dos parafusos, imediatamente após soldagem, os resultados encontrados foram: para o pré-molar parafusado, $18,34 \pm 11,64\mu\text{m}$; para o molar parafusado, $14,32 \pm 8,07\mu\text{m}$. Após a aplicação da porcelana, acabamento e polimento das peças, no pré-molar parafusado foram encontrados $48,63 \pm 39,68\mu\text{m}$ e para o molar, $26,39 \pm 17,33\mu\text{m}$. Analisando o lado oposto ao parafusado, foram encontrados desajustes de $92,19 \pm 55,05\mu\text{m}$ para o pré-molar e $73,16 \pm 49,12\mu\text{m}$ para o molar solto, antes da prensagem. Após a prensagem, $143,31 \pm 90,15\mu\text{m}$ para o pré-molar e $62,34 \pm 41,40\mu\text{m}$ para molar. Apenas para o molar quando analisado solto ($p = 0,052$) não foram verificadas diferenças significantes antes e após a sinterização da cerâmica. Em todas as outras variações de apertos, para ambos os elementos analisados, foi verificado aumento considerável no desajuste das interfaces após aplicação da cerâmica ($p < 0,0001$).

Fonseca *et al.*, em 2003 encontraram desajustes para *copings* após aplicação da cerâmica que giraram entre 86,02 e 117,22 μm . Vasconcellos *et al.*, 2005 encontraram desajustes que variaram entre 54,11 e 58,71 μm , testando próteses fixas de 6 elementos antes e após simulação de queima de porcelana, sendo que os maiores índices de desajuste ocorreram após o primeiro ciclo de queima. Almeida *et al.* (2010), avaliando *copings* sobre diferentes angulações de preparo e terminos cervicais, antes e após queima de porcelana, encontraram desajustes que variaram entre 127,31 μm e 186,72 μm , após as sinterizações.

Os achados no presente estudo corroboram os estudos citados, tendo em vista a percepção de aumento nos níveis de desajuste vertical após a queima da porcelana. Porém,

apesar dos níveis de desadaptação terem aumentado, estes ainda se encontram dentro da faixa aceitável para uso clínico proposta por Jemt *et al.*, em 1991, tendo em vista a variação de desajuste entre $26,39 \pm 17,33\mu\text{m}$ e $48,63 \pm 39,68\mu\text{m}$.

Já Tiossi *et al.* (2008), analisando estruturas em monobloco para próteses fixas sobre implante, antes e após simulação de queima de porcelana, encontraram desajustes no lado solto de $118,64 \pm 91,48\mu\text{m}$ para estruturas em Co-Cr. Apesar dos níveis de desajuste encontrados pelos autores serem superiores aos obtidos aos deste estudo, os autores afirmaram que naquele trabalho a simulação dos ciclos de queima da porcelana não promoveu diferenças significantes no nível de desajuste.

Ensaio mecânicos são essenciais para reproduzir situações rotineiras e são fundamentais para validar novos produtos, além de ser um método rápido e efetivo para gerar dados importantes quanto à perenidade daquilo que se está testando.

A literatura apresenta variabilidade de cargas aplicadas em ensaios mecânicos de 49 a 200N (Att *et al.*, 2006; Hecker; Eckert, 2003; Hecker *et al.*, 2006). Estando a força mastigatória de pacientes portadores de próteses fixas sobre implantes entre 35 e 330N, ensaios mecânicos que abranjam esta faixa de carga serão válidos para gerar dados relevantes e confiáveis (Mericski-Stern; Zarb, 2006).

Neste trabalho foi utilizada carga de 50N, com simulação do movimento mastigatório normal (movimentos de oclusão em MIH, deslize lateral e desocclusão). Foram realizados 300.000 ciclos, em frequência de 1Hz, com percurso de deslocamento lateral de 5mm, o que correspondeu a aproximadamente 1 ano de função mastigatória normal (Coppedê *et al.*, 2011).

Após ciclagem mecânica, todos os corpos de prova foram analisados quanto ao desajuste e assentamento passivo, e foram estabelecidas comparações entre o grupo cimentado (peças finalizadas após cimentação dos cilindros passivos) e soldado (peças finalizadas após aplicação do revestimento estético, acabamento, polimento e *glaze*), antes e após ciclagem; e no grupo soldado antes da prensagem cerâmica e após ciclagem mecânica.

Analisando o desajuste vertical dos espécimes, para o grupo cimentado, estando pré-molar e molar torquados antes da ciclagem, foram encontrados desajustes de $10,73 \pm 3,38\mu\text{m}$ e $8,69 \pm 3,16\mu\text{m}$, respectivamente. Após ciclagem mecânica, os desajustes foram $12,04 \pm 5,82\mu\text{m}$ para pré-molar e $11,31 \pm 5,35\mu\text{m}$ para molar. Não foram verificadas diferenças significantes no desajuste antes e após ciclagem ($p=0,320$, para pré-molar e $p=0,005$ para molar).

No grupo soldado, estando pré-molar e molar torqueados antes da ciclagem, foram encontrados desajustes de $41,01 \pm 35,63\mu\text{m}$ e $27,30 \pm 19,36\mu\text{m}$, respectivamente. Após ciclagem mecânica, os desajustes foram $43,79 \pm 38,01\mu\text{m}$ para pré-molar e $29,93 \pm 20,43\mu\text{m}$ para molar. Não foram notadas diferenças significantes no desajuste antes e após ciclagem ($p=0,398$, para pré-molar e $p=0,125$ para molar).

Quando a comparação entre os grupos cimentado e soldado é estabelecida antes da ciclagem, foram encontradas diferenças significantes tanto para o pré-molar quanto para o molar torqueados ($p<0,0001$). Após a ciclagem, a mesma diferença entre os grupo é notada para ambos os dentes ($p<0,0001$), apresentando o grupo cimentado, médias de desajuste inferiores ao grupo soldado, tanto antes quanto após a ciclagem mecânica.

Analisando o assentamento passivo do grupo cimentado, com aperto intercalado de apenas um dos parafusos, antes da ciclagem, para o pré-molar parafusado foram observados $11,94 \pm 3,17\mu\text{m}$; para o molar parafusado, $8,38 \pm 3,59\mu\text{m}$. Após a ciclagem foram $12,42 \pm 6,19\mu\text{m}$ para o pré-molar, e para o molar $11,97 \pm 6,78\mu\text{m}$. Não foram verificadas diferenças significantes para o pré-molar antes e após ciclagem mecânica ($p=0,812$). Porém, diferenças significantes foram notadas para o molar ($p<0,0001$). No lado oposto ao parafusado, foram encontrados desajustes de $66,21 \pm 83,46\mu\text{m}$ para o pré-molar e $38,24 \pm 44,87\mu\text{m}$ para o molar solto, antes da ciclagem. Após ciclagem, $64,33 \pm 72,35\mu\text{m}$ para o pré-molar e $41,77 \pm 51,52\mu\text{m}$ para molar. Não foram verificadas diferenças significantes antes e após ciclagem para ambos os elementos (pré-molar, $p=0,684$; molar, $p=0,892$).

Para o grupo soldado, analisando o assentamento passivo, com aperto intercalado de apenas um dos parafusos antes da ciclagem, foram encontrados para o pré-molar parafusado desajustes de $48,63 \pm 39,68\mu\text{m}$; para o molar parafusado, $26,39 \pm 17,33\mu\text{m}$. Após a ciclagem foram observados no pré-molar desajustes de $47,62 \pm 35,16\mu\text{m}$, e no molar de $29,06 \pm 18,90\mu\text{m}$. Não foram verificadas diferenças significantes para o pré-molar antes e após ciclagem mecânica ($p=0,918$), assim como para o molar ($p=0,237$). No lado oposto ao parafusado, foram observados desajustes de $143,31 \pm 90,15\mu\text{m}$ para o pré-molar e $62,34 \pm 41,40\mu\text{m}$ para o molar solto, antes da ciclagem. Após ciclagem, $127,07 \pm 78,26\mu\text{m}$ para o pré-molar e $69,65 \pm 53,08\mu\text{m}$ para molar. Não foram verificadas diferenças significantes antes e após ciclagem para ambos os elementos soltos (pré-molar, $p=0,217$; molar, $p=0,484$). Hecker *et al.* (2006), não verificaram influência do teste de fadiga mecânica na adaptação próteses, o que corrobora os achados do presente estudo.

Quando os grupos são comparados antes da ciclagem, diferenças estatisticamente significantes são encontradas tanto para o pré-molar quanto para o molar, nas diferentes condições de aperto (pré-molar parafusado, $p < 0,0001$; molar parafusado, $p < 0,0001$; pré-molar solto, $p = 0,0001$; molar solto, $p = 0,028$). Após a ciclagem, a mesma diferença entre os grupos é notada (pré-molar parafusado, $p < 0,0001$; molar parafusado, $p < 0,0001$; pré-molar solto, $p < 0,0001$; molar solto, $p = 0,016$), apresentando o grupo cimentado, médias de desajuste menores que as do grupo soldado, tanto antes quanto após a ciclagem mecânica.

Para que a quantidade de cerâmica aplicada sobre as infraestruturas metálicas fosse padronizada e vieses não fossem introduzidos ao estudo a depender do volume de cerâmica sobre cada peça, optou-se por utilizar cerâmica prensada. Desta forma, pela técnica da cera perdida, a cerâmica é injetada fluída, sob altas temperaturas e pressão, tomando a conformação do enceramento prévio. Assim existe a possibilidade de reproduzir o mesmo enceramento para todas as infraestruturas a partir de uma matriz.

Porém, neste trabalho, por mais que o enceramento das peças fosse realizado respeitando seu limite cervical, inevitavelmente, após prensagem cerâmica e desinclusão do revestimento, era detectada cerâmica sobre os cilindros soldados (Gemalmaz *et al.* 1998). Isso significa que a cerâmica submetida a temperaturas elevadas, em sua alta fluidez e impulsionada sob altas pressões, de alguma forma ultrapassava o limite do cilindro, recobrimo-o de cerâmica (Figura 33). Desta forma, a peça com o cilindro recoberto de cerâmica não se assentava com perfeição sobre os minipilares, sendo evidente o desajuste.

Este detalhe deve ser muito bem verificado pelo laboratório que executa o trabalho, para evitar contratempos no momento da prova final da prótese, para posterior instalação. Assim, se fez necessário durante o acabamento das peças a remoção de toda cerâmica excedente, para que o assentamento correto fosse obtido. Porém, durante o acabamento, inevitavelmente instrumentos rotatórios diamantados e borrachas de polimento tocaram nos cilindros, o que promoveu neles desgaste, interferindo assim, no assentamento passivo das estruturas.

A remoção de toda esta cerâmica sobre os cilindros durante o acabamento das próteses é um trabalho difícil, extremamente delicado, onde o risco de desgaste da borda dos cilindros é iminente, e inevitavelmente acontecerá, em maiores ou menores proporções a depender do cuidado com que o técnico executa o procedimento. Porcelanas aplicadas em pó e líquido,

certamente promoveriam maior controle deste problema, uma vez que o técnico em prótese é quem determina a posição final da porcelana sobre o metal.

Figura 33. Prótese fixa após desinclusão evidenciando a presença de cerâmica sobre os cilindros.

Diante disto, pode-se supor que o aumento do desajuste vertical após prensagem cerâmica, e que culminou em um desempenho do grupo cimentado superior ao soldado quanto aos níveis de desajuste vertical e assentamento passivo, não esteja estritamente relacionado a distorções causadas pelos fatores inerentes à sinterização da porcelana (*creep* do metal, o desenho da estrutura metálica, liberações de tensão da peça fundida, formação de camada de óxidos que interfere no assentamento, diferença entre os coeficientes de expansão térmica da liga e cerâmica), mas sim que haja um efeito cumulativo destas distorções aos problemas de desgaste relatados durante o acabamento das próteses.

O cuidado com as bordas das estruturas, a fim de que desgastes não sejam realizados nelas, ou que irregularidades provenientes da fundição e aplicação de material de revestimento permaneçam, alterando o contato circunferencial preciso entre infraestrutura e pilares protéticos são relatados por diversos autores (Campbell *et al.*, 1995; Gemalmaz *et al.*, 1996; Gemalmaz *et al.*, 1998; Papazoglou *et al.*, 2001; Fonseca *et al.*, 2003; Zacaria; Jassin, 2003; de Vaconcellos *et al.*, 2005; de Vaconcellos *et al.*, 2012).

O teste de Sheffield (Eisenman, 1997; Eisenman *et al.*, 2004; Sartori *et al.*, 2004; Tioosi *et al.*, 2008; de Aguiar Jr. *et al.*, 2009) preconizado neste trabalho, no qual parafusos protéticos são parafusados de modo intercalado, e leituras de desajuste feitas no lado

parafusado assim como no solto, e também em ambos os parafusos instalados com torque, tem por objetivo avaliar a passividade de estruturas, indicando possíveis distorções possam ter ocorrido durante os procedimentos de confecção da prótese.

A análise dos dados no presente trabalho valida a utilização do método, tendo em vista que na análise comparativa das medidas de desajuste do lado parafusado com o lado contrário, mostrou-se que os lados parafusados apresentaram valores de desajuste consideravelmente menores comparado ao lado contrário. Há um fechamento da interface quando o aperto do parafuso é feito. Sendo assim, no momento em que o torque de inserção dos parafusos for aplicado, os desajustes presentes serão diminuídos (Guichet *et al.* 2000; Sartori *et al.*, 2004; Tiozzi *et al.*, 2008; de Aguiar Jr. *et al.*, 2009). Silva *et al.*, em 2011, analisando a distribuição de tensões em próteses fixas sobre implante através de análise fotoelástica, constatou a presença de tensões ao redor dos implantes quando analisadas próteses fixas de 3 elementos com desajuste de 150µm em um dos pilares protéticos, e verificou ausência de tensão quando próteses foram confeccionadas sem desajuste. Tais achados elucidam que, com o fechamento do desajuste vertical pela aplicação de torque aos parafusos protéticos, tensões são transmitidas diretamente aos implantes e tecido ósseo adjacente, o que é potencialmente danoso ao sucesso da reabilitação.

Os resultados no presente trabalho mostram que passividade total em trabalhos de prótese é difícil de ser obtida e um objetivo ainda a ser alcançado.

6.2 Perda de torque

A literatura não é consensual quanto ao afrouxamento de parafusos. Relatos de taxas de afrouxamento variam de 2% a 50% (Weiss *et al.*, 2000; Siamos *et al.*, 2002; Barbosa *et al.*, 2011; Assunção *et al.*, 2012; Diez *et al.*, 2012). Porém, é prudente afirmar que problemas relacionados aos parafusos, sejam eles de pilares ou de retenção protética, são os mais incidentes dentre as complicações relacionadas a reabilitações com próteses sobre implantes (Jemt; Petterson, 1993; Goodacre *et al.*, 1999; Jung *et al.*, 2007; Aglietta *et al.*, 2009; Sailer *et al.*, 2009).

O funcionamento mecânico de junções entre parafusos de pilares e implantes é amplamente abordado na literatura, em detrimento aos dados reduzidos sobre parafusos de

retenção protética (junção parafuso protético/pilar). Porém, quando tratamos de juntas parafusadas, consideramos que a mecânica de funcionamento e suas características sejam semelhantes para ambos os parafusos.

Sabe-se que o sucesso de uma junta parafusada está diretamente relacionado ao estiramento e à capacidade de deformação elástica do parafuso. Quando o torque de apertamento é aplicado a um parafuso, este se alonga e gera-se uma pré-carga entre as roscas do parafuso e a superfície parafusada. Esta pré-carga, quando mantida acima de forças que tendem a separar a junção parafusada, fará com que a conexão se mantenha unida e estável (Siamos *et al.*, 2002).

Parafusos tendem a afrouxar quando submetidos a esforços. Dentre os fatores que contribuem para que a junção se torne instável estão: contatos oclusais excêntricos, prematuridades, contatos laterais em movimentos excursivos da mandíbula, contatos interproximais entre implantes e dentes naturais, hábitos parafuncionais, desajustes da prótese, torque de inserção insuficiente, micromovimentações, sobrecarga mecânica e o material e desenho do parafuso (Jemt; Pettersson, 1993; Goodacre *et al.*, 1999; Siamos *et al.*, 2002; Weiss *et al.*, 2000; Cho *et al.*, 2004; Stucker *et al.*, 2008; Park *et al.*, 2010; Assunção *et al.*, 2012). Todas estas são situações que podem gerar tensões que tenderão à separação da conexão parafusada.

Soma-se ainda ao afrouxamento, a característica de acomodação que os parafusos apresentam (*settling effect, embedment relaxation*). 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. Quando o torque de inserção é aplicado ao parafuso e uma pré-carga é gerada, inicia-se um processo de achatamento destas microrrugosidades. Com este achatamento a distância entre o parafuso e a superfície de assentamento diminui, reduzindo assim, a tensão no parafuso. Consequentemente, parte da pré-carga é dissipada, o que leva ao afrouxamento da junta parafusada. De 2% a 10% da pré-carga inicial é perdida exclusivamente pelo *settling effect* (Sakaguchi; Borgensen, 1993; Delben *et al.*, 2011). Para reduzir o efeito de acomodação, os parafusos de prótese sobre implante devem ser reapertados 10 minutos após a aplicação do torque de instalação inicial (Breeding *et al.*, 1993; Dixon *et al.*, 1995; Siamos *et al.*, 2002; Winkler *et al.*, 2003; Tsuge *et al.*, 2009; Park *et al.*, 2010).

Todos os corpos de prova deste trabalho foram analisados frente à manutenção do torque de inserção antes e após ciclagem mecânica. Os corpos de prova foram submetidos à

simulação de 1 ano de ciclos mastigatórios, sob condições normais de mastigação. A quantidade de perda de torque antes e após ciclagem mecânica foi dada pela aferição do torque de remoção dos parafusos nestes dois momentos e expressa em porcentagem de perda.

Na análise do pré-molar para o grupo cimentado, a porcentagem de perda de torque antes da ciclagem foi de $31,04 \pm 13,22\%$. Para o mesmo elemento, no grupo soldado, esta perda de torque foi de $33,97 \pm 13,41\%$. Não foram verificadas diferenças significantes entre os grupos ($p=0,662$). Após a ciclagem, a perda de torque encontrada para o pré-molar do grupo cimentado foi de $42,36 \pm 14,99\%$. No grupo soldado, esta perda de torque foi de $37,92 \pm 9,32\%$. Também não foram verificadas diferenças significantes quanto à perda de torque entre os grupos após a ciclagem mecânica ($p=0,461$). Tanto para o grupo cimentado quanto para o soldado, não houve diferença na porcentagem de perda de torque antes e após a ciclagem mecânica (cimentado, $p=0,067$; soldado, $p=0,423$). Estes resultados permitem inferir que, analisando o pré-molar, os grupos responderam de forma semelhante quanto à perda de torque e que não houve influência da ciclagem mecânica na porcentagem de perda.

Na análise do molar para o grupo cimentado foi encontrada porcentagem de perda de torque antes da ciclagem de $30,77 \pm 12,37\%$. Para o mesmo elemento, no grupo soldado, esta perda de torque foi de $44,37 \pm 11,14\%$. Comparando os grupos neste momento, foram verificadas diferenças significantes entre eles ($p=0,032$), sendo que o grupo soldado apresentou porcentagem de perda de torque significativamente maior que o grupo cimentado. Após a ciclagem, a perda de torque encontrada para o molar do grupo cimentado foi de $39,28 \pm 13,96\%$. No grupo soldado, esta perda de torque foi de $54,40 \pm 26,39\%$. A diferença estatística verificada entre os grupos antes da ciclagem, não foi notada após, apresentando os grupos comportamento semelhante quanto à quantidade de perda de torque após os ensaios mecânicos ($p=0,189$). Da mesma que para o pré-molar, no molar as perdas de torque antes e após a ciclagem foram semelhantes para ambos os grupos (cimentado, $p=0,392$; soldado, $p=0,233$), evidenciando que a ciclagem mecânica não influenciou na quantidade de perda de torque para ambos os grupos.

Diante dos resultados, pode-se afirmar que os valores de torque de remoção foram inferiores aos torques de inserção para ambos os grupos, antes e após a ciclagem mecânica. Estes achados corroboram os estudos de Elias *et al.* (2006), Delben *et al.* (2011), Assunção *et al.* (2012), Diez *et al.* (2012). Os autores verificaram que o torque de remoção dos parafusos, em qualquer uma das condições avaliadas (com ou sem ação da ciclagem mecânica) é menor que o torque inicial utilizado para sua instalação. Este achado é justificado em função dos

princípios mecânicos de relaxamento dos parafusos (*settling effect, embedment relaxation*) e tem íntima relação com a manutenção da pré-carga. De 2% a 10% da pré-carga inicial é perdida exclusivamente pelo *settling effect*.

Verificamos também neste estudo, que a ciclagem mecânica não influenciou na porcentagem de perda de torque. Ou seja, a porcentagem de perda de torque sem que os corpos de prova fossem submetidos à fadiga, foi a mesma encontrada após a execução do ensaio. Estes achados são suportados pelos trabalhos de Breeding *et al.* (1993), Weiss *et al.* (2000), Delben *et al.* (2011), onde as ciclagens mecânicas realizadas pelos autores não alteraram a quantidade de torque, mantido antes e após o teste.

No presente estudo, os mesmos parafusos de retenção protética utilizados na execução do teste de Sheffield para avaliação de passividade, foram utilizados para retenção das próteses na avaliação de perda de torque e durante a ciclagem mecânica, o que pode ter favorecido a manutenção da pré-carga. Tendo em vista os relatos de Tzenakis *et al.* (2002), Stuker *et al.* (2008), Tsugi *et al.* (2009), Barbosa *et al.* (2011), o uso repetido de parafusos pode gerar microdesgastes em sua superfície e na superfície de assentamento, diminuindo a fricção entre as partes, favorecendo a rotação completa do parafuso e o contato íntimo e efetivo entre as partes. Na presença de um lubrificante a redução da fricção é favorecida, otimizando a transformação do torque aplicado em pré-carga e mantendo a junta parafusada em função. Nesse estudo, durante as leituras de torque de remoção os corpos de prova foram mantidos submersos em água destilada, assim como durante os ensaios mecânicos. Desta forma, acredita-se que a água tenha atuado como lubrificante, favorecendo a manutenção da pré-carga antes e após a ciclagem mecânica. 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. Tzenakis *et al.* (2002) encontrou, avaliando o efeito de apertos repetidos de parafusos de ouro contaminados com saliva, um aumento da pré-carga conforme o uso dos parafusos. Eles sugerem que a utilização do mesmo parafuso durante as fases laboratoriais de confecção da prótese pode ser benéfica para a otimização da pré-carga. Segundo Elias *et al.* (2006) cerca de 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 usado 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. Quando substâncias que reduzem o atrito são utilizadas, associadas a sequências de aperto e desaperto, a energia gasta para vencer o atrito entre as superfícies do

parafuso e o pilar é reduzida e maior porcentagem de energia é direcionada para a pré-carga do parafuso, aumentando-a e mantendo os parafusos torquados.

Porém, Weiss et al. (2000) acreditam que o desgaste das roscas do parafusos, decorrente do seu uso repetido durante os procedimentos de confecção das próteses, pode causar desgastes nas roscas e diminuir a fricção entre as partes em contato, levando à redução do torque de remoção do parafuso.

Tsuge et al. (2009), avaliando parafusos de ouro e titânio submetidos a 1.000.000 ciclos (simulação de 40 meses), com cargas variáveis entre 0 a 100N, encontraram diminuição do torque reverso dos parafusos antes da ciclagem. Porém, após a ciclagem estes torques reversos aumentaram. Eles acreditam que forças excêntricas aplicadas no ensaio não foram transmitidas aos parafusos, resultando em ausência de diminuição da pré-carga. Justificam este achado também pela possibilidade de uma força de tensão ideal ter sido originada pelo alongamento do parafuso durante o carregamento cíclico, enquanto tensões cisalhantes e compressivas foram criadas pelo contato íntimo entre parafuso e implante. Desta forma ocorreu um desgaste adesivo pela aplicação de cargas laterais, levando a uma mínima e ótima deformação plástica do conjunto, favorecendo a justaposição do parafuso à sua superfície de assentamento e à manutenção da pré-carga. Pode-se supor que esta justificativa se aplique ao grupo soldado do presente trabalho, quando avaliado o molar antes da ciclagem. Para este elemento foi verificado que a redução do torque de inserção foi estatisticamente superior ao grupo cimentado antes da ciclagem. Pode-se atribuir este achado também ao fato de que o grupo soldado, por ter apresentado complicações decorrentes da prensagem cerâmica (cerâmica sobre os cilindros e desgaste dos cilindros durante acabamento), não apresentou perfeita adaptação da prótese ao modelo ideal confeccionado para ciclagem, o que pode ter gerado tensão na junção parafusada pela desadaptação e maior valor de perda de torque quando comparado ao grupo cimentado, que teve os cilindros passivos mantidos íntegros. Assunção *et al.* (2011) concluíram que desadaptações marginais influenciaram a manutenção da pré-carga antes de ciclagem mecânica, e todos os grupos do seu trabalho apresentaram redução significativa de torque de inserção dos parafusos. Porém, a ciclagem mecânica não promoveu diferenças significantes na perda de torque entre os grupos com diferentes níveis de desadaptação e o grupo controle.

No presente trabalho, não foi possível estabelecer relação direta entre desajuste vertical e perda de torque dos parafusos protéticos após ciclagem mecânica, tendo em vista que para a ciclagem, foram confeccionados modelos ideais, com adaptação precisa entre

prótese e implante. Barbosa *et al.* (2008) verificaram que o torque de desaperto dos parafusos protéticos não foram influenciados pelo nível de desajuste marginal de seus corpos de prova, todavia as estruturas não foram submetidas a carregamento cíclico.

Além da redução do torque de inserção verificado para todos os parafusos, foi encontrada nesse estudo a fratura de 6 parafusos (15%), a soltura de 1 parafuso (2,5%) e o rompimento da linha de cimentação e soltura de 2 cilindros do grupo cimentado (10%), ao final dos 300.000 ciclos. A soltura completa do parafuso foi considerada como perda total de torque (100%). Os parafusos fraturados foram excluídos da análise bem como os pilares que tiveram os cilindros soltos. Borges *et al.* (2008) avaliando pacientes que receberam próteses confeccionadas pela técnica de cimentação passiva, que estavam em função por um período de 1 a 5 anos, encontraram 2,1% de cilindros soltos, 6,75% de soltura de parafusos. A literatura aponta índices de soltura e fratura de parafusos que variam de 0,35% a 14,5% (Simon, 2003; Cho *et al.*, 2004; Jung *et al.*, 2007; Aglietta *et al.*, 2009). Prieskel e Tsolka (2004) encontraram 1 fratura de parafuso de ouro ao longo de 4 anos de acompanhamento clínico de próteses híbridas. Saboury *et al.* (2012), avaliando o efeito de repetidos torques de inserção e remoção de parafusos de pilares, encontraram 3 fraturas de parafusos ao final de 5 ciclos de inserção e remoção.

Neste trabalho, foi utilizada uma máquina de ensaios de carregamento cíclico desenvolvida para simular a dinâmica do movimento mastigatório. A carga utilizada foi de 50N, próxima ao que se encontra na literatura como sendo a força mastigatória normal em regiões posteriores (Hobkirk; Psarros, 1992; Richter, 1995; Attia; Kern, 2004). A máquina foi programada para desenvolver 3 movimentos distintos: 1. Simulação de apertamento oclusal, através do movimento vertical para baixo, com a liberação da carga sobre o conjunto prótese/pilar/implantes; 2. Lateralidade, pelo deslocamento lateral do conjunto prótese/pilar/implantes por 5mm, com 50N incidindo sobre o conjunto; e 3. Desocclusão, com a remoção da carga de sobre o conjunto. Cada ciclo durou 1 segundo (1Hz), próximo à frequência mastigatória humana normal (Lee *et al.*, 2002; Winkler *et al.*, 2003; Attia e Kern, 2004; Khraisat *et al.*, 2004, Coppédê *et al.*, 2011). Foram realizados 300.000 ciclos para cada amostra, simulando 1 ano de função oral normal (Breeding *et al.*, 1993; Dixon *et al.*, 1995; Gateau *et al.*, 1999; Khraisat *et al.*, 2004; Quek *et al.*, 2006; Tsuge; Hagiwara, 2009, Coppédê *et al.*, 2011).

Sendo assim, o carregamento axial cêntrico gerou altos valores de tensão, somado aos movimentos de lateralidade que submeteram o conjunto a altas cargas não axiais, deveras

maiores que as cargas laterais observadas *in vivo*. Em uma oclusão ideal, quando em lateralidade, conduzidos pela guia canina, os dentes posteriores não se tocam. Morneburg e Proschel (2003) observaram forças laterais médias de 25N em próteses implantossuportadas durante a mastigação. Neste estudo, os movimentos de lateralidade foram executados com carga de 50N, deslizando sobre as amostras por um percurso linear de 5mm, o que gerou consideráveis cargas oblíquas.

Esses fatores possivelmente submeteram os parafusos e cilindros passivos a esforços exacerbados, o que pode ter implicado nas complicações supracitadas.

Soma-se a isso o fato de que, por se tratar de uma máquina de ensaios ajustável que funcionou ininterruptamente durante os 300.000 ciclos (83,3 horas de ensaio), existe a possibilidade de que o ajuste oclusal determinado previamente tenha sido perdido devido a micromovimentações dos corpos de prova na máquina, ou ainda que a máquina tenha sofrido algum desajuste em decorrência da vibração presente e da intensidade do ensaio, sobrecarregando as próteses, culminando na fratura de parafusos e soltura dos cilindros (Goodacre *et al.*, 1999).

Sugere-se a continuidade dos estudos, com análises de distribuição de tensões, utilizando diferentes metodologias, se complementando, para avaliar qualitativa e quantitativamente a distribuição de tensões ao redor dos implantes para as técnicas de passivação avaliadas.

7. Conclusões

Dentro das limitações metodológicas deste estudo e com base nos resultados obtidos, é possível concluir que:

- O grupo cimentado apresentou índices de desajuste vertical menor e passividade maior que o grupo soldado, porém para ambos os grupos estes níveis de desadaptação estão dentro dos padrões tidos como aceitáveis pela literatura;
- A ciclagem mecânica não promoveu alterações nos níveis de desajuste vertical para ambos os grupos, com exceção de quando analisado, no grupo cimentado, o molar solto;
- Ambas as técnicas não foram capazes de promover passividade absoluta, tendo em vista os maiores valores de desadaptação do lado solto quando comparados ao lado parafusado, o que potencialmente gera tensões aos implantes e osso adjacente quando o torque de inserção dos parafusos é aplicado e estes desajustes reduzidos;
- A prensagem cerâmica, acabamento e polimento das próteses no grupo soldado levaram a um considerável aumento do desajuste vertical, o qual não foi notado apenas quando o molar solto foi analisado;
- A ciclagem mecânica não influenciou na quantidade de perda de torque (%) para ambos os grupos, porém para o grupo cimentado verificamos a fratura de 6 parafusos de retenção ao final do ensaio;
- Ambos os grupos se comportaram de forma semelhante com relação à quantidade de perda de torque (%) antes ou após a ciclagem, com exceção do molar no grupo soldado quando analisado antes da ciclagem, para o qual o parafuso de retenção apresentou perda de torque significativamente maior que no grupo cimentado;
- A união dos cilindros através de soldagem laser apresentou-se mais estável, não sendo verificadas falhas da união soldada após ciclagem mecânica, as quais foram verificadas para o grupo cimentado, onde se constatou a soltura de 2 cilindros cimentados.

Referências Bibliográficas¹

¹ De acordo com o Estilo Vancouver:

US National Library of Medicine. Bibliographic Services Division. International Committee of Medical Journal Editors. Uniform Requirements for Manuscripts Submitted to Biomedical Journals: sample references. Estados Unidos, 1978 [cited 2006 Oct 25].

Aboyoussef H, Weiner S, Ehrenberg D. Effect of an antirotation resistance form on screw loosening for single implant-supported crowns. *J Prosthet Dent*. 2000;83(4):450-5.

Aglietta M, Siciliano VI, Zwahlen M, Bragger U, Pjetursson BE, Lang NP. A systematic review of the survival and complication rates of implant supported fixed dental prostheses with cantilever extensions after an observation period of at least 5 years. *Clin Oral Impl Res*. 2009;20(5):441-51.

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.

Anusavice KJ, Shen C, Hashinger D, Twiggs SW. Interactive effect of stress and temperature on creep of PFM alloys. *J Dent Res*. 1985;64(8):1094-9.

Aparicio C. A new method to routinely achieve passive fit of ceramometal prostheses over Branemark osseointegrated implants: a two-year report. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 1994;14(5):404-19.

Assuncao WG, Delben JA, Tabata LF, Barao VA, Gomes EA, Garcia IR Jr. Preload evaluation of different screws in external hexagon joint. *Implant Dent*. 2012;21(1):46-50.

Assuncao WG, Barao VA, Delben JA, Gomes EA, Garcia IR Jr. Effect of unilateral misfit on preload of retention screws of implant-supported prostheses submitted to mechanical cycling. *J Prosthodont Res*. 2011;55(1):12-8.

Att W, Kurun S, Gerds T, Strub JR. Fracture resistance of single-tooth implant-supported all-ceramic restorations: An in vitro study. *J Prosthetic Dent*. 2006;95(2): 111-6.

Attia A, Kern M. Influence of cyclic loading and luting agents on the fracture load of two all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent*. 2004;92(6):551-6.

Baba N, Watanabe I, Liu J, Atsuta M. Mechanical strength of laser-welded cobalt-chromium alloy. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2004;69(2):121-4.

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 GA, das Neves FD, de Mattos M da 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 GS, Silva-Neto JP, Simamoto-Junior PC, Neves FD, Mattos M da G, Ribeiro RF. Evaluation of screw loosening on new abutment screws and after successive tightening. *Braz Dent J.* 2011;22(1):51-5.

Berg E, Wagnere WC, Davik G, Dootz ER. Mechanical properties of laser welded cast and wrought titanium. *J Prosthet Dent* 1995;74(3):250-7.

Binon PP, McHugh MJ. The effect of eliminating implant/abutment rotational misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont.* 1996;9(6):511-9.

Binon PP. Evaluation of the effectiveness of a technique to prevent screw loosening. *J Prosthet Dent.* 1998;79(4):430-2.

Borges CAG Hermann C, Thomé G, Sartori IAM, Bassi APF. Análise do comportamento das próteses implanto-suportadas e dos componentes pela técnica do cilindro cimentado com diferentes marcas de cimentos resinosos. *Rev Gaucha Odontol.* 2008;56(3):315-9.

Branemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent.* 1983;50(3):399-410.

Breeding LC, Dixon DL, Nelson EW, Tietge JD. Torque required to loosen single-tooth implant abutment screws before and after simulated function. *Int J Prosthodont.* 1993;6(5):435-9.

Briccoli L, Barone R, Clauser C. A technique for fabricating a definitive immediate implant-supported prosthesis for the edentulous mandible. *J Prosthet Dent.* 2012;108(3):196-9.

Campbell SD, Pelletier LB. Thermal cycling distortion of metal ceramics: Part I--Metal collar width. *J Prosthet Dent*. 1992a;67(5):603-8.

Campbell SD, Pelletier LB. Thermal cycling distortion of metal ceramics: Part II--Etiology. *J Prosthet Dent*. 1992b;68(2):284-9.

Campbell SD, Sirakian A, Pelletier LB, Giordano RA. Effects of firing cycle and surface finishing on distortion of metal ceramic castings. *J Prosthet Dent*. 1995;74(5):476-81.

Chai T, Chou CK. Mechanical properties of laser-welded cast titanium joints under different conditions. *J Prosthet Dent*. 1998;79(4):477-83.

Cho SC, Small PN, Elian N, Tarnow D. Screw loosening for standard and wide diameter implants in partially edentulous cases: 3- to 7-year longitudinal data. *Implant Dent*. 2004;13(3):245-50.

Cho SH, Nagy WW, Goodman JT, Solomon E, Koike M. The effect of multiple firings on the marginal integrity of pressable ceramic single crowns. *J Prosthet Dent*. 2012;107(1):17-23.

Cicciu M, Beretta M, Risitano G, Maiorana C. Cemented-retained vs screw-retained implant restorations: an investigation on 1939 dental implants. *Minerva Stomatol*. 2008;57(4):167-79.

Cobb GW Jr, Metcalf AM, Parsell D, Reeves GW. An alternate treatment method for a fixed-detachable hybrid prosthesis: a clinical report. *J Prosthet Dent*. 2003;89(3):239-43.

Coppedê AR. Estudo mecânico da conexão implante/*abutment* utilizando parafusos convencionais e parafusos experimentais cone morse [tese]. Ribeirão Preto: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto; 2011.

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

de Torres EM, Rodrigues RC, de Mattos M da 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 Vasconcelos DK, Cardoso AC, Bottino MA, Magini RS, Adriani Jr W. High temperature dimensional alterations of implant supported frameworks. *Braz J Oral Sci.* 2005; 4(12):689-94.

DeHoff PH, Anusavice KJ. Effect of metal design on marginal distortion of metal-ceramic crowns. *J Dent Res.* 1984;63(11):1327-31.

Delben JA, Gomes EA, Barao VA, Assuncao 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, Brigagao 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.

Dinato JM, Wulff LCZ, Bianchini MA. Adaptação passiva: ficção ou realidade? In: *Implantes Osseointegrados - Cirurgia e Prótese*, 1º ed. Artes Médicas, 283-313, 2001.

Dixon DL, Breeding LC, Sadler JP, McKay ML. Comparison of screw loosening, rotation, and deflection among three implant designs. *J Prosthet Dent.* 1995;74(3):270-8.

Duyck J; Naert I. Influence of prosthesis fit and the effect of a luting system on the prosthetic connection preload: an in vitro study. *Int J Prosthodont*. 2002;15(4):389-96.

Eisenman E. Implant retained suprastructures passivated to a stress free fit through spark erosion. *Quintessenz Zahntechnik Implantologie*. 1997; 2:1440.

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.

Ercoli C, Geminiani A, Feng C, Lee H. The influence of verification jig on framework fit for nonsegmented fixed implant-supported complete denture. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2012;14 Suppl 1:e188-95.

Evans DB. Correcting the fit of implant-retained restorations by electric discharge machining. *J Prosthet Dent*. 1997;77(2):212-5.

Fonseca JC, Henriques GE, Sobrinho LC, de Goes 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.

Gateau P, Sabek M, Dailey B. Fatigue testing and microscopic evaluation of post and core restorations under artificial crowns. *J Prosthet Dent*. 1999;82(3):341-7.

Gebelein M, Richter G, Range U, Reitemeier B. Dimensional changes of one-piece frameworks cast from titanium, base metal, or noble metal alloys and supported on telescopic crowns. *J Prosthet Dent*. 2003;89(2):193-200.

Gemalmaz D, Berksun S, Alkumru HN, Kasapoglu C. Thermal cycling distortion of porcelain fused to metal fixed partial dentures. *J Prosthet Dent*. 1998;80(6):654-60.

Gemalmaz D, Berksun S, Kasapoglu C, Alkumru HN. Distortion of metal-ceramic fixed partial dentures resulting from metal-conditioning firing. *Quintessence Int.* 1996;27(3):193-201.

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

Goossens IC, Herbst D. Evaluation of a new method to achieve optimal passivity of implant-supported superstructures. *SADJ.* 2003;58(7):279-85,87.

Guichet DL, Caputo AA, Choi H, Sorensen JA. Passivity of fit and marginal opening in screw- or cement-retained implant fixed partial denture designs. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;15(2):239-46.

Guichet DL, Yoshinobu D, Caputo AA. Effect of splinting and interproximal contact tightness on load transfer by implant restorations. *J Prosthet Dent.* 2002;87(5):528-35.

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.

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.

Hellden LB, Derand T. Description and evaluation of a simplified method to achieve passive fit between cast titanium frameworks and implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1998;13(2):190-6.

Hermann C, Coró V, Bernardes SR, Bassi APF, Riesco Gonzáles M, Thomé G. Utilização da técnica do cilindro cimentado em prótese tipo protocolo sobre implantes de corpo único. *Rev Gaucha Odontol.* 2007;55(2):209-12.

Hobkirk JA, Psarros KJ. The influence of occlusal surface material on peak masticatory forces using osseointegrated implant-supported prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1992;7(3):345-52.

ISO/TS 14569-2. Dental Materials – Guidance on testing of wear – Part 2: Wear by two - and/or three body contact. Switzerland; 2001. 32p.

Jemt T, Pettersson P. A 3-year follow-up study on single implant treatment. *J Dent*. 1993;21(4):203-8.

Jemt T, Rubenstein JE, Carlsson L, Lang BR. Measuring fit at the implant prosthodontic interface. *J Prosthet Dent*. 1996;75(3):314-25.

Jemt T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Branemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1991;6(3):270-6.

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

Jimenez-Lopez V. Próteses sobre implantes, oclusão, casos clínicos e laboratório. São Paulo: Quintessence; 147-65, 1996.

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

Kahramanoglu E, Kulak-Ozkan Y. The Effect of Different Restorative and Abutment Materials on Marginal and Internal Adaptation of Three-Unit Cantilever Implant-Supported Fixed Partial Dentures: An In Vitro Study. *J Prosthodont*. 2013 May 31. [Epub ahead of print].

Kan JY, Rungcharassaeng K, Bohsali K, Goodacre CJ, Lang BR. Clinical methods for evaluating implant framework fit. *J Prosthet Dent*. 1999;81(1):7-13.

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.

Khraisat A, Abu-Hammad O, Dar-Odeh N, Al-Kayed AM. Abutment screw loosening and bending resistance of external hexagon implant system after lateral cyclic loading. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2004;6(3):157-64.

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.

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.

Lee J, Kim YS, Kim CW, Han JS. Wave analysis of implant screw loosening using an air cylindrical cyclic loading device. *J Prosthet Dent*. 2002;88(4):402-8.

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.

Liu J, Watanabe I, Yoshida K, Atsuta M. Joint strength of laser-welded titanium. *Dent Mater*. 2002;18(2):143-8.

Longoni S, Sartori M, Davide R. A simplified method to reduce prosthetic misfit for a screw-retained, implant-supported complete denture using a luting technique and laser welding. *J Prosthet Dent*. 2004;91(6):595-8.

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.

McCartney JW, Doud R. Passive adaptation of the prosthesis-implant interface by soldering gold cylinders to the framework casting. *J Prosthet Dent*. 1993;70(1):17-20.

Mendes S de N, Edwards Rezende CE, Moretti Neto RT, Capello Sousa EA, Henrique Rubo J. Effect of framework soldering on the deformation of implant abutments after framework seating: a study with strain gauges. *Implant Dent.* 2013;22(2):193-8.

Mericske-Stern R, Zarb GA. In vivo measurements of some functional aspects with mandibular fixed prostheses supported by implants. *Int J Oral Implants Res.* 1996;7(2):153-61.

Morneburg TR, Proschel PA. In vivo forces on implants influenced by occlusal scheme and food consistency. *Int J Prosthodont.* 2003;16(5):481-6.

Naveen HC, Pillai LK, Porwal A, Nadiger RK, Guttal SS. Effect of porcelain-firing cycles and surface finishing on the marginal discrepancy of titanium copings. *J Prosthodont.* 2011;20(2):101-5.

Oruc S, Tulunoglu Y. Fit of titanium and a base metal alloy metal-ceramic crown. *J Prosthet Dent.* 2000;83(3):314-8.

Oyague RC, Sanchez-Turrion A, Lopez-Lozano JF, Suarez-Garcia MJ. Vertical discrepancy and microleakage of laser-sintered and vacuum-cast implant-supported structures luted with different cement types. *J Dent.* 2012;40(2):123-30.

Paniz G, Stellini E, Meneghello R, Cerardi A, Gobbato EA, Bressan E. The precision of fit of cast and milled full-arch implant-supported restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2013;28(3):687-93.

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.

Pjetursson BE, Thoma D, Jung R, Zwahlen M, Zembic A. A systematic review of the survival and complication rates of implant-supported fixed dental prostheses (FDPs) after a mean observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res.* 2012;23 Suppl 6:22-38.

Preiskel HW, Tsolka P. Cement- and screw-retained implant-supported prostheses: up to 10 years of follow-up of a new design. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004;19(1):87-91.

Quek CE, Tan KB, Nicholls JJ. Load fatigue performance of a single-tooth implant abutment system: effect of diameter. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2006;21(6):929-36.

Richter EJ. In vivo vertical forces on implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1995;10(1):99-108.

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

Romeo E, Storelli S. Systematic review of the survival rate and the biological, technical, and aesthetic complications of fixed dental prostheses with cantilevers on implants reported in longitudinal studies with a mean of 5 years follow-up. *Clin Oral Implants Res.* 2012;23 Suppl 6:39-49.

Romero GG, Engelmeier R, Powers JM, Canterbury AA. Accuracy of three corrective techniques for implant bar fabrication. *J Prosthet Dent.* 2000;84(6):602-7.

Saas FA, Eames WB. Fit of unit-cast fixed partial dentures related to casting ring size and shape. *J Prosthet Dent.* 1980;43(2):163-7.

Saboury A, Neshandar Asli H, Vaziri S. The effect of repeated torque in small diameter implants with machined and premachined abutments. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2012;14 Suppl 1:e224-30.

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

Sailer I, Philipp A, Zembic A, Pjetursson BE, Hammerle CH, Zwahlen M. A systematic review of the performance of ceramic and metal implant abutments supporting fixed implant reconstructions. *Clin Oral Implants Res.* 2009;20 Suppl 4:4-31.

Sakaguchi RL, Borgensen SE. Nonlinear finite element contact analysis of dental implant components. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1993;8(6):655-61.

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.

Schall R. Estimation in generalized linear models with random effects. *Biometrika.* 1991;78:719-27.

Sellers GC. Direct assembly framework for osseointegrated implant prosthesis. *J Prosthet Dent.* 1989;62(6):662-8.

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.

Silva RCP. Avaliação de próteses fixas sobre implantes com diferentes níveis de ajuste pilar/prótese: efeito da ciclagem termomecânica sobre diferentes parafusos protéticos e análise fotoelástica da transmissão de tensões [Dissertação]. Ribeirão Preto: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto; 2012.

Silva TB, De Arruda Nobilo MA, Pessanha Henriques GE, Mesquita MF, Guimaraes MB. Influence of laser-welding and electroerosion on passive fit of implant-supported prosthesis. *Stomatologija.* 2008;10(3):96-100.

Simon RL. Single implant-supported molar and premolar crowns: a ten-year retrospective clinical report. *J Prosthet Dent.* 2003;90(6):517-21.

Stuker RA, Teixeira ER, Beck JC, da Costa NP. Preload and torque removal evaluation of three different abutment screws for single standing implant restorations. *J Appl Oral Sci.* 2008;16(1):55-8.

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

Tiossi R, Falcao-Filho H, Aguiar Junior FA, Rodrigues RC, Mattos M da G, Ribeiro RF. Modified section method for laser-welding of ill-fitting cp Ti and Ni-Cr alloy one-piece cast implant-supported frameworks. *J Oral Rehabil*. 2010;37(5):359-63.

Tiossi R, Rodrigues RC, de Mattos M da 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.

Tsuge T, Hagiwara Y. Influence of lateral-oblique cyclic loading on abutment screw loosening of internal and external hexagon implants. *Dent Mater J*. 2009;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.

Van Roekel NB. Prosthesis fabrication using electrical discharge machining. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1992;7(1):56-61.

Wang RR, Chang CT. Thermal modeling of laser welding for titanium dental restorations. *J Prosthet Dent*. 1998;79(3):335-41.

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

Wee AG, Aquilino SA, Schneider RL. Strategies to achieve fit in implant prosthodontics: a review of the literature. *Int J Prosthodont*. 1999;12(2):167-78.

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.

Wittneben JG, Buser D, Salvi GE, Burgin W, Hicklin S, Bragger U. Complication and Failure Rates with Implant-Supported Fixed Dental Prostheses and Single Crowns: A 10-Year Retrospective Study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2013 Apr 2. [Epub ahead of print].

Yanase RT, Binon PP, Jemt T, Guebransen HJ, Parel S. How do you test a cast framework fit for a full arch fixed implant-supported prosthesis? *Current Issues Forum. Int J Oral Maxillofac Implants*. 1994;9(4):469-74.

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

Zakaria MR, Jassin HH. Evaluation of the effects of porcelain firing cycles on the marginal fit changes of porcelain-fused-to-metal crowns constructed utilizing two different marginal designs and alloys. *Al-Rafidain Dent J*. 2003; 3(1):13-20.

Zervas PJ, Papazoglou E, Beck FM, Carr AB. Distortion of three-unit implant frameworks during casting, soldering, and simulated porcelain firings. *J Prosthodont*. 1999;8(3):171-9.

Apêndice

1 Análise do desajuste

1.1 Análise Exploratória de Dados – Resumo das variáveis em estudo.

Grupo	Dente	Tempo	Variável	N. Obs.	Média	Erro Padrão	Mín	Med	Máx
Cimentado	M	t1	parafusado	120	8,38	3,59	3,08	6,15	18,46
			solto	120	38,24	44,87	6,15	18,46	212,33
			torque	120	8,69	3,16	3,08	9,23	18,46
		t2	parafusado	108	11,97	6,78	3,08	9,23	46,15
			solto	108	41,77	51,52	6,15	18,46	261,54
			torque	108	11,31	5,35	3,08	9,23	33,85
	PM	t1	parafusado	120	11,94	3,17	3,81	11,43	23,83
			solto	120	66,21	83,46	7,62	23,83	293,73
			torque	120	10,73	3,38	3,08	11,43	20,43
		t2	parafusado	108	12,42	6,19	3,81	11,43	44,26
			solto	108	64,33	72,35	3,81	30,70	240,00
			torque	108	12,04	5,82	3,40	11,43	44,26
Soldado	M	t0	parafusado	120	14,32	8,07	5,00	12,00	40,00
			solto	120	73,16	49,12	6,15	66,50	212,00
			torque	120	15,51	9,40	3,00	12,00	37,00
		t1	parafusado	120	26,39	17,33	2,00	23,00	89,00
			solto	120	62,34	41,40	8,00	54,17	164,00
			torque	120	27,30	19,36	3,00	21,05	83,48
		t2	parafusado	120	29,06	18,90	1,90	25,13	90,46
			solto	120	69,65	53,08	3,81	53,85	227,06
			torque	120	29,93	20,43	3,20	25,71	99,74
	PM	t0	parafusado	120	18,34	11,64	3,08	15,24	57,14
			solto	120	92,19	55,05	3,00	92,52	217,14
			torque	120	16,19	11,43	0,00	11,43	57,14
		t1	parafusado	120	48,63	39,68	3,00	41,00	228,00
			solto	120	143,31	90,15	23,83	118,50	391,00
			torque	120	41,01	35,63	3,40	32,00	166,84
		t2	parafusado	120	47,62	35,16	3,40	40,85	153,63
			solto	120	127,07	78,26	22,86	105,56	320,02
			torque	120	43,79	38,01	3,40	31,71	176,00

1.2 Gráficos Box-plot

1.2.1 Aperto intercalado – Lado parafusado

1.2.2 Aperto intercalado – Lado solto

1.2.3 Ambos os parafusos parafusados

1.3 Análise estatística

Variável	Comparações	Estimativa da diferença entre as médias*	P- valor	IC 95%	
				LI	LS
Parafusado	(t1 - t2)cimentdao molar	-0,325	<,0001	-0,475	-0,174
	(t0 - t1)soldado molar	-0,529	<,0001	-0,674	-0,385
	(t0 - t2)soldado molar	-0,617	<,0001	-0,762	-0,472
	(t1 - t2)soldado molar	-0,087	0,237	-0,232	0,057
	(cimentado - soldado)t1 molar	-1,025	<,0001	-1,262	-0,789
	(cimentado - soldado)t2 molar	-0,788	<,0001	-1,028	-0,548
	(t1 - t2)cimentdao pré molar	0,018	0,812	-0,132	0,169
	(t0 - t1)soldado pré molar	-0,850	<,0001	-0,995	-0,705
	(t0 - t2)soldado pré molar	-0,858	<,0001	-1,003	-0,713
	(t1 - t2)soldado pré molar	-0,008	0,918	-0,153	0,137
	(cimentado - soldado)t1 pré molar	-1,125	<,0001	-1,362	-0,889
	(cimentado - soldado)t2 pré molar	-1,151	<,0001	-1,391	-0,912
Solto	(t1 - t2)cimentdao molar	0,011	0,892	-0,155	0,178
	(t0 - t1)soldado molar	0,158	0,052	-0,002	0,318
	(t0 - t2)soldado molar	0,101	0,215	-0,059	0,261
	(t1 - t2)soldado molar	-0,057	0,484	-0,217	0,103
	(cimentado - soldado)t1 molar	-0,676	0,028	-1,281	-0,072
	(cimentado - soldado)t2 molar	-0,745	0,016	-1,351	-0,138
	(t1 - t2)cimentdao pré molar	0,035	0,684	-0,132	0,201
	(t0 - t1)soldado pré molar	-0,521	<,0001	-0,681	-0,361
	(t0 - t2)soldado pré molar	-0,421	<,0001	-0,581	-0,261
	(t1 - t2)soldado pré molar	0,101	0,217	-0,059	0,261
	(cimentado - soldado)t1 pré molar	-1,191	0,000	-1,796	-0,587
	(cimentado - soldado)t2 pré molar	-1,125	0,000	-1,732	-0,519
Torque	(t1 - t2)cimentdao molar	-0,227	0,005	-0,385	-0,068
	(t0 - t1)soldado molar	-0,461	<,0001	-0,614	-0,308
	(t0 - t2)soldado molar	-0,581	<,0001	-0,733	-0,428
	(t1 - t2)soldado molar	-0,120	0,125	-0,272	0,033
	(cimentado - soldado)t1 molar	-0,928	<,0001	-1,183	-0,672
	(cimentado - soldado)t2 molar	-0,820	<,0001	-1,080	-0,561
	(t1 - t2)cimentdao pré molar	-0,080	0,320	-0,239	0,078
	(t0 - t1)soldado pré molar	-0,802	<,0001	-0,955	-0,649
	(t0 - t2)soldado pré molar	-0,868	<,0001	-1,021	-0,714
	(t1 - t2)soldado pré molar	-0,066	0,398	-0,219	0,087
	(cimentado - soldado)t1 pré molar	-1,068	<,0001	-1,324	-0,812
	(cimentado - soldado)t2 pré molar	-1,053	<,0001	-1,313	-0,794

*Escala logarítmica

2 Análise da perda de torque

2.1 Pré-molar

2.1.1 Análise descritiva

	Grupos	Mean	Std. Deviation	N
Perda de torque PM – Antes da ciclagem (t0)	Cimentado	31,0367	13,21816	7
	Soldado	33,9698	13,40679	10
	Total	32,7620	12,99380	17
Perda de torque PM – Após a ciclagem (t1)	Cimentado	42,3551	14,98761	7
	Soldado	37,9168	9,32060	10
	Total	39,7443	11,75464	17

2.1.2 Análise estatística

Estimates					
Grupos	Perda de torque	95% Confidence Interval			
		Mean	Std. Error	Lower Bound	Upper Bound
Cimentado	Antes da ciclagem	31,037	5,039	20,297	41,777
	Após a ciclagem	42,355	4,504	32,756	51,954
Soldado	Antes da ciclagem	33,970	4,216	24,984	42,956
	Após a ciclagem	37,917	3,768	29,886	45,948

Pairwise Comparisons						
Perda de torque	(I) Grupos	(J) Grupos	a			
			Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig. ^a	
Antes da ciclagem	Cimentado	Soldado	-2,933	6,570	,662	
	Soldado	Cimentado	2,933	6,570	,662	
Após a ciclagem	Cimentado	Soldado	4,438	5,872	,461	
	Soldado	Cimentado	-4,438	5,872	,461	

Based on estimated marginal means

a. Adjustment for multiple comparisons: Bonferroni.

Perda de torque	(I) Grupos	(J) Grupos	95% Confidence Interval for Difference ^a	
			Lower Bound	Upper Bound
Antes da ciclagem	Cimentado	Soldado	-16,937	11,070
	Soldado	Cimentado	-11,070	16,937
Após a ciclagem	Cimentado	Soldado	-8,077	16,954
	Soldado	Cimentado	-16,954	8,077

Based on estimated marginal means

a. Adjustment for multiple comparisons: Bonferroni.

Estimates					
Grupos	Perda de torque	95% Confidence Interval			
		Mean	Std. Error	Lower Bound	Upper Bound
Cimentado	Antes da ciclagem	31,037	5,039	20,297	41,777
	Após a ciclagem	42,355	4,504	32,756	51,954
Soldado	Antes da ciclagem	33,970	4,216	24,984	42,956
	Após a ciclagem	37,917	3,768	29,886	45,948

Pairwise Comparisons					
Grupos	(I) Perda de torque	(J) Perda de torque	a		
			Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig. ^a
Cimentado	Antes da ciclagem	Após a ciclagem	-11,318	5,727	,067
	Após a ciclagem	Antes da ciclagem	11,318	5,727	,067
Soldado	Antes da ciclagem	Após a ciclagem	-3,947	4,791	,423
	Após a ciclagem	Antes da ciclagem	3,947	4,791	,423

Based on estimated marginal means

a. Adjustment for multiple comparisons: Bonferroni.

Grupos	(I) Perda de torque	(J) Perda de torque	95% Confidence Interval for Difference ^a	
			Lower Bound	Upper Bound
Cimentado	Antes da ciclagem	Após a ciclagem	-23,525	,888
	Após a ciclagem	Antes da ciclagem	-,888	23,525
Soldado	Antes da ciclagem	Após a ciclagem	-14,160	6,266
	Após a ciclagem	Antes da ciclagem	-6,266	14,160

Based on estimated marginal means

a. Adjustment for multiple comparisons: Bonferroni.

2.2 Molar

2.2.1 Análise descritiva

	Grupos	Mean	Std. Deviation	N
Perda de torque PM – Antes da ciclagem (t0)	Cimentado	30,7770	12,36936	7
	Soldado	44,3698	11,13915	10
	Total	38,7728	13,21820	17
Perda de torque PM – Após a ciclagem (t1)	Cimentado	39,2753	13,95785	7
	Soldado	54,3927	26,39098	10
	Total	48,1679	22,88327	17

2.2.2 Análise estatística

Estimates					
Grupos	Perda de torque	95% Confidence Interval			
		Mean	Std. Error	Lower Bound	Upper Bound
Cimentado	Antes da ciclagem	30,777	4,402	21,394	40,160
	Após a ciclagem	39,275	8,416	21,337	57,214
Soldado	Antes da ciclagem	44,370	3,683	36,520	52,220
	Após a ciclagem	54,393	7,041	39,384	69,401

Pairwise Comparisons					
Perda torque	(I) Grupos	(J) Grupos	a		
			Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig. ^a
Antes da ciclagem	Cimentado	Soldado	-13,593 [*]	5,740	,032
	Soldado	Cimentado	13,593 [*]	5,740	,032
Após a ciclagem	Cimentado	Soldado	-15,117	10,973	,189
	Soldado	Cimentado	15,117	10,973	,189

Based on estimated marginal means

*. The mean difference is significant at the ,05 level.

a. Adjustment for multiple comparisons: Bonferroni.

Perda de torque	(I) Grupos	(J) Grupos	95% Confidence Interval for Difference ^a	
			Lower Bound	Upper Bound
Antes da ciclagem	Cimentado	Soldado	-25,827	-1,359
	Soldado	Cimentado	1,359	25,827
Após a ciclagem	Cimentado	Soldado	-38,506	8,272
	Soldado	Cimentado	-8,272	38,506

Based on estimated marginal means

a. Adjustment for multiple comparisons: Bonferroni.

Estimates					
Grupos	Perda de torque	95% Confidence Interval			
		Mean	Std. Error	Lower Bound	Upper Bound
Cimentado	Antes da ciclagem	30,777	4,402	21,394	40,160
	Após a ciclagem	39,275	8,416	21,337	57,214
Soldado	Antes da ciclagem	44,370	3,683	36,520	52,220
	Após a ciclagem	54,393	7,041	39,384	69,401

Pairwise Comparisons					
Grupos	(I) Perda de torque	(J) Perda de torque	a		
			Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig. ^a
Cimentado	Antes da ciclagem	Após a ciclagem	-8,498	9,641	,392
	Após a ciclagem	Antes da ciclagem	8,498	9,641	,392
Soldado	Antes da ciclagem	Após a ciclagem	-10,023	8,066	,233
	Após a ciclagem	Antes da ciclagem	10,023	8,066	,233

Based on estimated marginal means

a. Adjustment for multiple comparisons: Bonferroni.

Grupos	(I) Perda de torque	(J) Perda de torque	95% Confidence Interval for Difference ^a	
			Lower Bound	Upper Bound
Cimentado	Antes da ciclagem	Após a ciclagem	-29,047	12,051
	Após a ciclagem	Antes da ciclagem	-12,051	29,047
Soldado	Antes da ciclagem	Após a ciclagem	-27,215	7,170
	Após a ciclagem	Antes da ciclagem	-7,170	27,215

Based on estimated marginal means

a. Adjustment for multiple comparisons: Bonferroni.