



Claudia Lopes Brilhante Bhering

“Efeito da ciclagem mecânica e da técnica de fundição sobre o desajuste marginal, tensão e torque de afrouxamento de infraestruturas de próteses múltiplas implantossuportadas”

“Effect of cyclic loading and casting technique over marginal fit, strain and loosening torque on frameworks of multi-unit implant-supported prostheses”

Piracicaba

2013



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

Claudia Lopes Brilhante Bhering

“Efeito da ciclagem mecânica e da técnica de fundição sobre o desajuste marginal, tensão e torque de afrouxamento de infraestruturas de próteses multiplas implantossuportadas”

Orientador: Prof. Dr. Marcelo Ferraz Mesquita

Co-Orientadora: Profa. Dra. Jessica Mie Ferreira Koyama Takahashi

“Effect of cyclic loading and casting technique over marginal fit, strain and loosening torque on frameworks of multi-unit implant-supported prostheses”

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da Universidade Estadual de Campinas, para obtenção do Título de Mestra em Clínica Odontológica, Área de Concentração - Prótese Dental.

Master thesis presented to the Piracicaba Dental School of the University of Campinas to obtain the Master's degree in Clinical Dentistry in the Area of Dental Prosthesis.

Este exemplar corresponde à versão final da dissertação
defendida pela aluna Cláudia Lopes Brilhante Bhering,
e orientada pelo Prof. Dr. Marcelo Ferraz Mesquita

Assinatura do Orientador

A handwritten signature in black ink, appearing to be the name "Marcelo Ferraz Mesquita", is written over a horizontal line.

Piracicaba
2013

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

B469e	<p>Bhering, Claudia Lopes Brilhante, 1989- Efeito da ciclagem mecânica e da técnica de fundição sobre o desajuste marginal, tensão e torque de afrouxamento de infraestruturas de próteses múltiplas implantossuportadas / Claudia Lopes Brilhante Bhering. – Piracicaba, SP : [s.n.], 2013.</p> <p>Orientador: Marcelo Ferraz Mesquita. Coorientador: Jessica Mie Ferreira Koyama Takahashi. Dissertação (mestrado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.</p> <p>1. Próteses e implantes. 2. Torque. 3. Estresse mecânico. 4. Biomecânica. 5. Ligas de cromo. I. Mesquita, Marcelo Ferraz, 1967-. II. Takahashi, Jessica Mie Ferreira Koyama. III. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. IV. Título.</p>
-------	---

Informações para Biblioteca Digital

Título em outro idioma: Effect of cyclic loading and casting technique over marginal fit, strain and loosening torque on frameworks of multi-unit implant-supported prostheses

Palavras-chave em inglês:

Prostheses and implants

Torque

Stress, mechanical

Biomechanics

Chromium alloys

Área de concentração: Prótese Dental

Titulação: Mestra em Clínica Odontológica

Banca examinadora:

Marcelo Ferraz Mesquita [Orientador]

José Maurício dos Santos Nunes Reis

Rafael Leonardo Xediek Consani

Data de defesa: 21-06-2013

Programa de Pós-Graduação: Clínica Odontológica



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
Faculdade de Odontologia de Piracicaba



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Dissertação de Mestrado, em sessão pública realizada em 21 de Junho de 2013, considerou a candidata CLÁUDIA LOPES BRILHANTE BHERING aprovada.

Prof. Dr. MARCELO FERRAZ MESQUITA

Prof. Dr. JOSÉ MAURÍCIO DOS SANTOS NUNES REIS

Rafael L-X. Consani

Prof. Dr. RAFAEL LEONARDO XEDIEK CONSANI

Dedico este trabalho

Aos meus pais, **Cláudio e Cremilda Brilhante**, pelo amor, carinho, paciência, dedicação, exemplo de humildade e perseverança. Por confiarem em mim e terem abdicado dos seus sonhos para que eu pudesse realizar os meus. Obrigada por me ensinarem a buscar os meus sonhos com dignidade, perseverança e confiança. Obrigada por todo esforço para que eu pudesse chegar até aqui. Agradeço pelo apoio nos momentos difíceis e por todo o incentivo. Minha eterna gratidão por tudo que vocês fizeram e ainda tem feito por mim.

Aos meus irmãos, **Ricardo e Nathália Brilhante**, pelo amor, carinho e amizade. Obrigada por estarem sempre ao meu lado e por apoiarem a concretização de mais essa etapa.

Ao meu namorado **Rodrigo Cabral Adriano**, por me acompanhar ao longo dessa jornada, incentivando meu desenvolvimento profissional. Pelo amor, paciência, carinho e compreensão. Obrigada pelo companheirismo e por compartilhar tantos momentos importantes na minha vida. Seu apoio e incentivo foram fundamentais para a concretização deste sonho.

Muito Obrigada!

Amo vocês!

Agradecimentos especiais

A Deus, pelas oportunidades concedidas, por iluminar o meu caminho e guiar as minhas decisões. Pelo conforto nos momentos difíceis, amparo e proteção.

Ao meu orientador, **Prof. Dr. Marcelo Ferraz Mesquita**, Titular da Área de Prótese Total da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, pela oportunidade de fazer parte de sua equipe, pela competência, amizade, seriedade e ensinamentos transmitidos. Obrigada pela confiança que você tem depositado em mim desde a época da Iniciação Científica. Agradeço por todo o apoio, incentivo e, sobretudo, por contribuir imensamente para o meu crescimento pessoal e profissional.

À minha co-orientadora, **Profa. Dra. Jessica Mie Ferreira Koyama Takahashi**, Professora Adjunta do Curso de Odontologia da Universidade do Estado do Amazonas, por toda sua contribuição para a execução deste e de outros trabalhos. Tenho imensa admiração pela sua competência, seriedade e paciência. Agradeço por confiar em minha capacidade e por dedicar grande parte do seu tempo para o meu crescimento. Obrigada por ter me dado à chance de trabalhar ao seu lado e por todos os conhecimentos que você tem transmitido a mim desde a época da Iniciação Científica, sempre com muita calma, disposição e determinação. Obrigada por todo o incentivo, apoio e conselhos. Seus ensinamentos foram fundamentais para o meu desenvolvimento pessoal e profissional. Minha eterna gratidão por toda amizade e por tudo que você fez e ainda tem feito por mim.

Agradecimentos

À **Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP**, na pessoa do seu Diretor **Prof. Dr. Jacks Jorge Júnior** e do Diretor Associado **Prof. Dr. Alexandre Augusto Zaia** pela oportunidade da realização da Pós-Graduação.

À **Profa. Dra. Renata Cunha Matheus Rodrigues Garcia**, coordenadora geral do programa de Pós-graduação da Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas.

Ao **Prof. Dr. Márcio de Moraes**, coordenador do programa de Pós-graduação em Clínica Odontológica da Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas.

Ao **Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico – CNPq** pela concessão de bolsa de estudo no período de março de 2011 a fevereiro de 2012, Processo nº 132946/2011-4.

À **Fundação de Amparo a Pesquisa do Estado de São Paulo**, pela concessão de bolsa de estudo no período de março de 2012 a fevereiro de 2013, Processo nº 2011/02841-7 e auxílio financeiro Processo nº 2011/03032-5, fundamentais para o desenvolvimento desta pesquisa.

Aos Professores **Dr. Guilherme Elias Pessanha Henriques**, **Dr. Mauro Antônio de Arruda Nóbilo** e **Dr. Rafael Leonardo Xediek Consani** pelos conhecimentos transmitidos e agradável convívio durante esses anos.

Aos Professores da Banca do Exame de Qualificação, **Prof. Dr. Mauro Antônio de Arruda Nóbilo**, **Prof. Dr. Valentim Adelino Ricardo Barão**, **Profa. Dra. Juliana Maria Costa Nuñez-Pantoja**, e da Banca do Exame de Defesa, **Prof. Dr. José Maurício dos Santos Nunes Reis**, **Prof. Dr. Rafael Leonardo Xediek Consani**, **Prof. Dr. Marcelo Ferraz Mesquita**, pelas considerações, sugestões e correções fundamentais para o aprimoramento deste trabalho.

Aos Professores do **Curso de Pós-Graduação em Clínica Odontológica e demais áreas**, pelos ensinamentos que contribuíram à minha formação acadêmica.

Ao consultor em extensometria, **Hertezi Lourenço Paulino**, pelos ensinamentos e suporte para a análise extensométrica.

À minha tia, **Heloísa Brilhante**, por todo apoio e incentivo que foram fundamentais para que eu pudesse concluir essa trajetória. Obrigada por confiar em mim e por não medir esforços para que pudesse realizar os meus sonhos.

Aos meus avós **Tereza e Jair de São José**, por todo amor e carinho dedicados a mim e a nossa família. Por terem constituído uma família tão unida e serem verdadeiros exemplos de simplicidade e companheirismo.

Aos meus avós **Maria e Satiro Miranda** (*in memoriam*) que sei que estão zelando por mim.

À toda minha família, em especial, **Tio Sérgio, Tia Rosane, Tia Eliana, Jaime e Túlio**, pelo apoio e incentivo.

Aos amigos **Cida e Roque Amorim**, e sua família, por acreditarem na minha capacidade e por todo apoio concedido. Vocês são como uma família para mim!

Às amigas, **Ingrid Belapetravicius**, **Juliana Matsuoka** e **Nathalia Censi**, pela amizade, por compreenderem os momentos de ausência, por me ouvirem nos momentos difíceis, por compartilharem tantas alegrias comigo e por sempre me incentivarem.

À **Andréa Araújo**, **Cindy Dodo**, **Germana Camargos**, **Indira Cavalcanti**, **Larissa Vilanova**, **Priscilla Lazari**, pelo convívio, amizade, companheirismo e tantos momentos compartilhados.

Aos amigos **Marco Aurélio Carvalho** e **Tales Candido**, companheiros em todos os momentos. Agradeço pela amizade, apoio, gentileza e auxílio.

À **Isabella Marques**, pela amizade, companheirismo, por todos os momentos que partilhamos ao longo da execução dos nossos projetos, pelo apoio e convívio agradável.

À **Juliana Nuñez-Pantoja**, pela amizade, ensinamentos, longas conversas e ideias partilhadas.

Ao **Hugo do Vale**, pela amizade e por todo apoio concedido em conjunto com a **Profa. Dra. Jessica Takahashi**.

Aos amigos do Laboratório de Prótese Total da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, **Sabrina Rodrigues**, **Bruno Zen**, **Vanessa Mesquita**, **Mariana Agustinho**, **Leonardo Luthi**, **Ana Patrícia Macedo**, **Izabella Pereira**, **Ataís Bacchi**, **Mateus Bertolini**, **Moisés Nogueira**, **Conrado Caetano**, **Ricardo Caldas**, **Caroline Odo**, **Maíra Serra e Silva**, **Brunna Moreira**, **Gabriela Cassaro** e **João Paulo da Silva Neto**, pela amizade, convívio e experiências trocadas.

À secretária **Eliete A. F. Lima Marim**, e ao técnico **Eduardo Pinez Campos**
pela ajuda e agradável convivência durante o curso de pós-graduação.

À todos os meus amigos, familiares e pessoas que indiretamente torceram por
mim, contribuindo para a concretização deste trabalho.

Epígrafe

“A persistência é o menor caminho para o êxito”

(Charles Chaplin)

Resumo

Este estudo teve como objetivo avaliar a influência do processo de fundição e da ciclagem mecânica sobre o desajuste marginal, tensão e torque de afrouxamento de próteses múltiplas implantossuportadas. Infraestruturas de prótese parcial fixa (PPF) suportada por dois implantes e prótese total fixa (PTF) suportada por cinco implantes foram enceradas usando cilindros de mini pilar totalmente calcináveis ou sobrefundidos ($n=10$). A partir das infraestruturas enceradas, os modelos de trabalho foram confeccionados utilizando análogos de implante (Hexágono Externo - 4.1mm) parafusados a mini pilares e um índice de gesso foi confeccionado utilizando análogos modificados de mini pilar. Quatro grupos foram obtidos de acordo com o tipo de prótese (PPF ou PTF) e cilindro protético (calcinável ou sobrefundido) avaliado. As infraestruturas foram fundidas em liga de CoCr e os parafusos apertados com 20Ncm (mini pilar) e 10Ncm (protético) utilizando torquímetro digital. Após 24 horas, o torque de afrouxamento e o desajuste inicial foram avaliados. O desajuste foi aferido por meio do teste do parafuso único. A análise de tensão foi realizada por meio de *strain gauges* colados na superfície dos análogos modificados, formando $\frac{1}{4}$ de ponte de Wheatstone. Os parafusos foram reapertados e as amostras submetidas a 10^6 de ciclos mecânicos (2Hz/280N). As mensurações finais foram realizadas e os resultados submetidos à Anova – 2 fatores/Teste de Tukey HSD e correlação de Pearson ($\alpha=0,05$). Não houve diferença no desajuste para todos os intervalos de tempo e grupos avaliados no índice de gesso ($p>0,05$). As infraestruturas sobrefundidas apresentaram maior tensão que as obtidas com cilindros calcináveis (PPF: Inicial $p=0,0047$; Final $p=0,0004$; PTF: Inicial $p=0,0476$; Final $p=0,0115$). Não houve influência da ciclagem mecânica na tensão ($p>0,05$). No modelo de trabalho, as PPFs confeccionadas com cilindros calcináveis apresentaram maior desajuste que as sobrefundidas (Inicial: $p=0,0005$; Final: $p=0,0007$). As PTFs apresentaram desajuste similar ($p>0,05$). A ciclagem mecânica não influenciou o desajuste em ambos os modelos avaliados ($p>0,05$). Os parafusos de mini

pilar das PTFs sobrefundidas apresentaram menor torque de afrouxamento que o grupo calcinável após a ciclagem mecânica ($p=0,0024$). Os parafusos protéticos dos grupos calcináveis apresentaram menor torque de afrouxamento que os sobrefundidos no tempo final (PPF: $p=0,0013$; PTF: $p=0,0064$). O torque de afrouxamento dos parafusos protéticos das PPFs calcináveis diminuiu após a ciclagem mecânica ($p=0,0044$). Correlação negativa foi observada entre o desajuste e o torque de afrouxamento dos parafusos protéticos (PPF: $r=-0,49523$ $p=0,0012$; PTF: $r=-0,31423$ $p=0,0483$). Não houve correlação entre o desajuste e a tensão (PPF: $r=0,24$ $p>0,05$; PTF: $r=0,21$ $p>0,05$). Conclui-se que o benefício do cilindro utilizado em relação à adaptação depende do tipo de prótese e componente sobre o qual o desajuste é avaliado. Próteses confeccionadas com cilindros sobrefundidos geram maior tensão e apresentam maior estabilidade dos parafusos protéticos. A ciclagem mecânica não influencia o desajuste e a tensão de próteses múltiplas, mas reduz o torque de afrouxamento em infraestruturas com maior desadaptação. Não existe correlação entre desajuste vertical decorrente da fundição e a tensão. Contudo, há correlação entre o desajuste marginal e o torque de afrouxamento dos parafusos protéticos mediante a ação de forças dinâmicas.

Palavras-chave: Próteses e implantes, torque, estresse mecânico, biomecânica, ligas de cromo.

Abstract

This study aimed to evaluate the influence of casting and cyclic loading on marginal misfit, strain and loosening torque of multiple implant-supported prostheses. Fixed partial dentures (FPD) frameworks supported by two implants and fixed full-arch dentures (FAD) frameworks supported by five implants were waxed using overcasted or calcinable mini abutment cylinders ($n=10$). The models were obtained with external hexagon implant analogs and mini abutments fixed to waxed frameworks. A plaster index was obtained using mini abutment modified analogs for strain gauge analysis. Four groups were obtained according to prosthesis (FPD or FAD) and cylinder (calcinable or overcasted) type. The frameworks were casted in CoCr alloy. The abutment and prosthetic screws were tightened with 20Ncm and 10Ncm, respectively, using digital torque meter. After 24 hours, initial loosening torque and marginal misfit were evaluated. The misfit readings were performed following the single screw test protocol. The prosthetic screws were tightened with 10Ncm and strain analysis performed by strain gauges bonded at the mini abutment analogs surface forming a $\frac{1}{4}$ of Wheatstone bridge. The screws were retightened and the samples submitted to 10^6 mechanical cycles (2Hz/280N). The final measurements were performed and the results submitted to 2 way - Anova/Tukey's HSD Test and Pearson Correlation Test ($\alpha=0.05$). No difference was found in marginal misfit on all time intervals and groups on the plaster index ($p>0.05$). The frameworks manufactured with overcasted cylinders presented higher strain than calcinables ones, regardless of prosthesis type and time evaluated (FPD: Initial $p=0.0047$; Final $p=0.0004$; FAD: Initial $p=0.0476$; Final $p=0.0115$). No difference was observed in strain before and after cyclic loading ($p>0.05$). Considering the resin model, the calcinable FPD groups presented higher marginal misfit than overcasted ones (Initial: $p=0.0005$; Final: $p=0.0007$). Similar marginal misfit was noted among FAD groups ($p>0.05$). The cyclic loading did not affect the marginal misfit ($p>0.05$) in both evaluated models. The overcasted FADs abutment screws

showed lower loosening torque than calcinable ones after cyclic loading ($p=0.0024$). The prosthetic screws of calcinable frameworks presented lower loosening torque than the overcasted at final measurement (FPD: $p=0.0013$; FAD: $p=0.0064$). After cyclic loading, the prosthetic screw loosening torque of calcinable FPDs decreased ($p=0.0044$). Negative correlation was observed between marginal misfit and loosening torque of prosthetic screws (FPD: $r=-0.49523$ $p=0.0012$; FAD: $r=-0.31423$ $p=0.0483$). No correlation was observed between misfit and strain (FPD: $r=0.24$ $p>0.05$; FAD: $r=0.21$ $p>0.05$). It is concluded for marginal fit, the benefit of the cylinder type depends on prosthesis design and component evaluated. Overcasted components generate higher strain and screw stability than totally calcinable ones. The cyclic loading did not influence misfit and strain of multiple-unit prostheses, but decreased the screw loosening torque in poorly fitted frameworks. There was no correlation between marginal misfit resulted from casting and strain induced on the system. There was correlation between marginal misfit and prosthetic screw loosening torque when submitted to cyclic loading.

Key-words: Prostheses and implants, torque, mechanical stress, biomechanics, chromium alloys.

Sumário

<i>Introdução.....</i>	1
<i>Capítulo 1 - The cyclic loading effect on strain and misfit of casted implant-supported Co-Cr frameworks</i>	6
<i>Capítulo 2 – Fit and stability of screw-retained frameworks under dynamic loading: influence of cylinder type</i>	24
<i>Considerações Gerais.....</i>	43
<i>Conclusão.....</i>	48
<i>Referências</i>	49
<i>Apêndice.....</i>	55
<i>Anexo 1</i>	65
<i>Anexo 2</i>	66

Introdução

Em 1969, Branemark instituiu o conceito da osseointegração na Odontologia ampliando as possibilidades de tratamento reabilitador para os pacientes edêntulos. Durante o processo de osseointegração uma união estável e funcional entre o osso e a superfície do titânio é estabelecida (The glossary of prosthodontics terms, 2005). Os implantes osseointegrados são considerados anquilosados ao osso adjacente, impossibilitando micro movimentação e os tornando incapazes de se adequar a desajustes protéticos. Enquanto os dentes naturais podem se mover até 100 μm no ligamento periodontal ou acomodar-se ainda a discrepâncias através do processo de reabsorção e aposição óssea, os implantes têm mobilidade limitada pela resiliência óssea, em até 10 μm (Skalak, 1983). Desse modo, desajustes mínimos podem gerar altos níveis de tensão na interface osso-implante, o que pode resultar em reabsorção óssea e falha da osseointegração (Skalak, 1983).

O termo “ajuste passivo” tem sido referido como a relação da infraestrutura protética ao seu subjacente (pilar intermediário ou implantes) (Hollweg *et al.*, 2012) e tem sido assumido como a situação na qual a infraestrutura protética se adapta com menor nível de desajuste marginal, sem criar tensões ao implante ou ao tecido ósseo circundante (Millington & Leung, 1995). A maioria dos autores concorda na necessidade da adaptação passiva entre infraestrutura protética e implantes (Branemark, 1983; Assif *et al.*, 1996; Kan *et al.*, 1999; Romero *et al.*, 2000; de Torres *et al.*, 2007; Abduo *et al.*, 2011a; Abduo & Lyons, 2012). Isto porque, o ajuste passivo tem sido sugerido como pré-requisito para sucesso em longo prazo das reabilitações implantossuportadas (Branemark, 1983). A falta de passividade das próteses fixas sobre implantes pode acarretar em complicações, tais como: reações adversas do tecido peri-implantar, dor, sensibilidade, reabsorção óssea marginal, falha da osseointegração, fracasso mecânico da prótese, fratura dos componentes do sistema e afrouxamento dos parafusos de retenção (Skalak, 1983; Jemt, 1991; Jemt *et al.*, 1999). Sendo assim, a adaptação passiva é de grande importância, pois reduz a tensão

na infraestrutura, nos componentes dos implantes, bem como no osso adjacente (Jemt, 1991; Jemt *et al.*, 1999).

Técnicas convencionais de fundição em monobloco limitam a obtenção de infraestruturas rígidas com níveis aceitáveis de adaptação, pois distorções podem ocorrer em qualquer etapa durante a confecção da peça protética (Romero *et al.*, 2000). A maioria das distorções ocorre devido à alteração volumétrica dos materiais e técnicas utilizadas: gessos, ceras, revestimentos, fundição do metal, material para impressão e aplicação do revestimento estético (Romero *et al.*, 2000). As variáveis clínicas e laboratoriais tem sido consideradas imprecisões inevitáveis diante dos materiais e técnicas atualmente empregadas (Hollweg *et al.*, 2012). Visando melhorar a adaptação em próteses implantossuportadas, autores tem sugerido métodos como: eletroerosão (Romero *et al.*, 2000; Sartori *et al.*, 2004), técnicas de impressão alternativas (Assif *et al.*, 1996; Del'Acqua *et al.*, 2008), soldagem (Parel, 1989; Tiossi *et al.*, 2010) e uso de sistemas CAD-CAM (Riedy *et al.*, 1997; Karl & Holst, 2012).

Assim, na tentativa de minimizar alterações na base dos componentes protéticos decorrentes da fundição, foram desenvolvidos componentes metaloplásticos, cuja superfície de encaixe à plataforma do implante é previamente usinada em metal e somente a porção do cilindro é fundida em laboratório (Bhering *et al.*, 2013). Estes componentes foram inicialmente idealizados para fundição com metais preciosos, sendo atualmente confeccionados também em ligas não-nobres, como a liga de Co-Cr.

O tipo de liga utilizada para a confecção de infraestruturas protéticas é outro fator que pode interferir na obtenção de boa adaptação marginal. Ligas metálicas não preciosas, como as de Co-Cr tem recentemente sido avaliadas para confecção de infraestruturas protéticas, devido ao custo reduzido em relação às ligas nobres, biocompatibilidade e facilidade de fundição (Hulterstrom & Nilsson, 1991).

Estudos anteriores mostram relação entre déficits na adaptação marginal de próteses múltiplas parafusadas e afrouxamento do parafuso protético (Binon, 1996; al-Turki *et al.*, 2002; Spazzin *et al.*, 2009; Farina *et al.*, 2012). Clinicamente, a ocorrência do

afrouxamento do parafuso é desagradável para o paciente e dispendiosa para o profissional (Byrne *et al.*, 2006). Embora o reaperto do parafuso seja prática comum durante a fase de confecção e nos acompanhamentos clínicos da prótese, sua realização pode indicar uma redução progressiva do torque de remoção e consequente instabilidade do sistema (Byrne *et al.*, 2006).

Segundo Bickford (1995), o processo de afrouxamento do parafuso de retenção ocorre em dois estágios. Inicialmente, forças oriundas da mastigação ocasionam o deslizamento das rosas e consequente redução da tensão acumulada no parafuso, denominada pré-carga. O segundo estágio envolve a redução da pré-carga abaixo de um nível crítico, capaz de prejudicar a função da junção parafusada. Assim, é importante ressaltar que o afrouxamento do parafuso pode sinalizar a futura falha de outros componentes e acarretar em fratura do parafuso de retenção, pilar e/ou implante; sobrecarga e complicações biológicas (Byrne *et al.*, 2006).

A falta de adaptação passiva pode gerar ainda micromovimentação dos componentes protéticos, podendo acarretar em falha nas estruturas da prótese (al-Turki *et al.*, 2002), além de transmitir tensões indesejáveis ao tecido ósseo adjacente aos implantes (Abduo & Lyons, 2012) que podem comprometer o sucesso da osseointegração. Quando parafusada, a prótese e o implante funcionam como uma estrutura única, e qualquer desajuste entre estes componentes pode resultar em sérios danos à prótese, ao implante ou ao osso de suporte, por gerar excesso de tensões nas regiões de interface (Skalak, 1983). Durante a inserção do parafuso de fixação, em próteses múltiplas, não há possibilidade de corrigir fendas e desajustes, havendo repercussão direta na fluência de curso do parafuso, sendo este fato um dos principais responsáveis pela geração de tensão (Cantwell & Hobkirk, 2004).

Quanto aos métodos de análise de tensão, três metodologias são comumente aplicadas: a análise fotoelástica, o método de elementos finitos e a extensometria. Essas técnicas são vantajosas por permitirem a avaliação do efeito do desajuste nos tecidos peri-implantares. A técnica da extensometria é uma maneira eficiente de quantificar tensões

(Abduo *et al.*, 2010; Abduo *et al.*, 2011b; Abduo & Lyons, 2012). Este método pode ser aplicado em diversas áreas da Odontologia, sendo na Implantodontia bastante utilizado na busca de um prognóstico clínico mais preciso das reabilitações sobre implantes frente às forças biomecânicas (Sahin *et al.*, 2002). A análise extensométrica é realizada por meio da utilização de resistores elétricos, os extensômetros (*strain gauges*), associados a equipamentos analisadores que fornecem informações de carregamento estático ou dinâmico, podendo ser utilizada *in vivo* ou *in vitro* (Akça *et al.*, 2002; Karl *et al.*, 2009).

Os extensômetros são fixados à superfície das estruturas onde se pretende avaliar a tensão, podendo ser: infraestruturas protéticas, análogos, *abutments*, implantes ou estruturas que simulam os tecidos de suporte (Clelland *et al.*, 1993; Karl *et al.*, 2006; Hollweg *et al.*, 2012). A tensão é aferida por meio da alteração de resistência à corrente elétrica do extensômetro, mediante a presença de deformação na superfície onde o mesmo está fixado. Esta deformação elástica é transmitida na forma de sinal elétrico, que é enviado ao sistema de aquisição de dados e transformado em sinal digital para posterior leitura em computador (Turcio *et al.*, 2009). A aplicação da técnica possibilita a mensuração das tensões transferidas às estruturas de suporte (implante/osso), após a fixação da infraestrutura protética.

Ao relacionar sucesso do tratamento e carga aplicada ao sistema, há consenso que a localização e magnitude das forças oclusais afetam a quantidade e qualidade da tensão transmitida para os componentes do sistema osso-implante-prótese (Sevimay *et al.*, 2005). Assim, se a tensão que mantém os componentes unidos diminui além de um nível crítico, devido à perda de torque do parafuso, a estabilidade da união pode ser comprometida (McGlumphy *et al.*, 1998; Cibirka *et al.*, 2001), permitindo que forças externas causem deslizamento das roscas e vibrações capazes de levar à fratura, ao desrosqueamento do parafuso protético (Burguete *et al.*, 1994) e soltura da prótese.

Apesar da importância das forças mastigatórias na longevidade das reabilitações, poucos estudos foram realizados sobre condições de carregamento a fim de avaliar a influência deste fator na estabilidade do sistema implantossuportado. Estes

eventos evidenciam a necessidade de avaliação dos efeitos do processo de fundição de próteses implantossuportadas e da ciclagem mecânica sobre a adaptação, torque de afrouxamento e transmissão de tensões sobre o sistema osso-implante-prótese.

*Capítulo 1 **

The cyclic loading effect on strain and misfit of casted implant-supported CoCr frameworks

Authors:

Cláudia Lopes Brilhante Bhering¹, Isabella da Silva Vieira Marques¹, Jessica Mie Ferreira Koyama Takahashi², Marcelo Ferraz Mesquita³.

¹ DDS, MS Student - Department of Prosthodontics and Periodontology, Piracicaba Dental School, University of Campinas, Piracicaba, São Paulo, Brazil.

² DDS, MS, PhD, Adjunct Professor - Department of Prosthodontics, Health Sciences Graduate School, Amazonas State University, Manaus, Amazonas, Brazil.

³ DDS, MS, PhD, Chair Professor - Department of Prosthodontics and Periodontology, Piracicaba Dental School, University of Campinas, Piracicaba, São Paulo, Brazil.

Full address of all authors:

^{1,3} Piracicaba Dental School - Limeira Avenue, 901; CEP 13414-903; Piracicaba - SP, Brazil

² Health Sciences Graduate School - Carvalho Leal Avenue, 1777; CEP 69065-001; Cachoeirinha, Manaus – AM, Brazil

Corresponding author:

Cláudia Lopes Brilhante Bhering

Limeira Avenue, 901; CEP: 13414-903; Piracicaba-SP, Brazil

E-mail: claudiabhering@yahoo.com.br

Phone: 55 (19) 2106 5211 - Fax: 55 (19) 2106 5218

* Artigo de acordo com as normas para publicação no periódico *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*.

The cyclic loading effect on strain and misfit of casted implant-supported CoCr frameworks

Abstract

Purpose: To evaluate the influence of casting and cyclic loading on marginal misfit and strain in multiple implant-supported prostheses. **Materials and Methods:** Three-element (FPD) and full-arch (FAD) dentures frameworks were made using calcinable or overcasted mini-abutment cylinders ($n=10$). Four groups were obtained according to the cylinder and prosthesis type evaluated. A plaster model was made for each prosthesis type using modified mini-abutment analogs. The frameworks were casted in CoCr alloy and the prosthetic screws were tightened with 10Ncm. Strain analyses were performed using strain gauge method and marginal misfit analyzed according the single-screw test protocol. The screws were retightened and the samples submitted to 10^6 mechanical cycles (2Hz/280N). Strain and misfit were reevaluated. The results were submitted to ANOVA, Tukey's HSD and Pearson correlation test ($\alpha=0.05$). **Results:** No difference was found on misfit among all groups and times ($p>0.05$). The overcasted frameworks provided higher strain than the calcinable ones (FPD - Initial $p=0.0047$; Final $p=0.0004$; FAD – Initial $p=0.0476$; Final $p=0.0115$). The cyclic loading did not influence strain ($p>0.05$). No correlation was observed between strain and misfit (FPD: $r=0.24$ $p>0.05$; FAD: $r=0.21$ $p>0.05$). **Conclusions:** Multiple-unit one-piece casted calcinable and overcasted frameworks present similar marginal misfit. Overcasted frameworks generate higher strain upon the system. There is no correlation between vertical marginal misfit and system strain. The cyclic loading has not influence on marginal misfit and strain of multiples prostheses.

Keywords: Marginal misfit, stress analysis, cyclic loading, strain gauges, multiple prosthesis, prosthetic cylinder.

Introduction

The perfect fit between prosthetic framework and implant results in a lower amount of stress on the bone–implant interface (1, 2). Therefore, a passive relationship is a prerequisite for the long-term success of implant supported rehabilitations (3). Neglecting this factor can lead to biological or mechanical complications (4), even when external forces are not applied.

The torque application in prosthetic screws of a non-passive framework generates bending moments and axial forces on the osseointegrated system (5, 6). This can lead to overload and/or fracture of components and retaining screws (7), micro fractures of cancellous bone, which can result in fibrointegration and loss of implant functionality (5).

Nonetheless, the achievement of a passive framework is often limited by conventional casting techniques. The clinical and laboratory procedures involved in obtaining the prosthesis, even if properly executed, contribute to its final distortion (8). The majority of the distortions occur due to volumetric change of materials and used techniques, such as impression material, plaster model, framework waxing, inclusion in investment, alloy casting, and veneering stage (8). The precision of casted frameworks, therefore, is influenced by dimensional changes that occur during all stages of its construction (9).

The casting process is a potential agent for distortions that compromise the fit of the framework to the implant platform or abutments. In an attempt to minimize the changes resulting from the casting process, manufacturers developed abutments and cylinders with a premachined bottom metal strap, so that only the plastic cylinder is subject to casting. These components are known as pre-machined cast-on (10-12) or overcasted (13) abutments. They were initially developed in order to promote a better framework fit, reducing the load on the set and ensuring maximum effectiveness of the component (11). Although authors (11, 13) have reported higher levels of fit with overcasted components in single-unit prostheses, literature is still lacking reports regarding the use of this component in multiple-unit prostheses.

In addition to the passive fit, the location and magnitude of occlusal forces affects the quality and amount of stress transmitted to the system (14). During masticatory activity, forces act in different directions on the implants and are transmitted to the peri-implant bone. *In vitro* studies have performed mechanical cycling to simulate masticatory function and evaluate interaction between detorque, stress and misfit (12, 13).

Regarding the influence of manufacturing procedures in obtaining passive frameworks and stress transmission to the osseointegrated system, the aim of this study was to evaluate the influence of casting and cyclic loading on the marginal misfit and strain of multiple implant-supported prostheses frameworks. In addition, it aims to verify the correlation between misfit and strain generated by the frameworks. The hypotheses tested were: [1] calcinable cylinders present higher misfit than overcasted ones, and [2] calcinable present higher strain than overcasted ones.

Materials and Methods

Prosthetic Framework and Model Fabrication

The frameworks were waxed with a low-shrinkage acrylic resin (Duralay II – Reliance Dental Mfg. Co., Chicago, USA) using calcinable or overcasted mini abutment cylinders (SIN – Sistema de Implante, Sao Paulo, Sao Paulo, Brazil). The frameworks were waxed to simulate an inferior first pre-molar to first molar fixed partial denture (FPD) retained by two implants or a fixed full-arch denture (FAD) retained by five implants. The FPDs were fabricated with 3.5x4.0mm connector cross section, and the FADs with a 5 mm cylindrical cross section and 15 mm bilateral cantilever extension. The waxed frameworks were obtained using a steel master model with mini abutment analogs designated as pillar A and pillar B (FPD), and pillars A, B, C, D, E (FAD), from right to left (Figure 1).

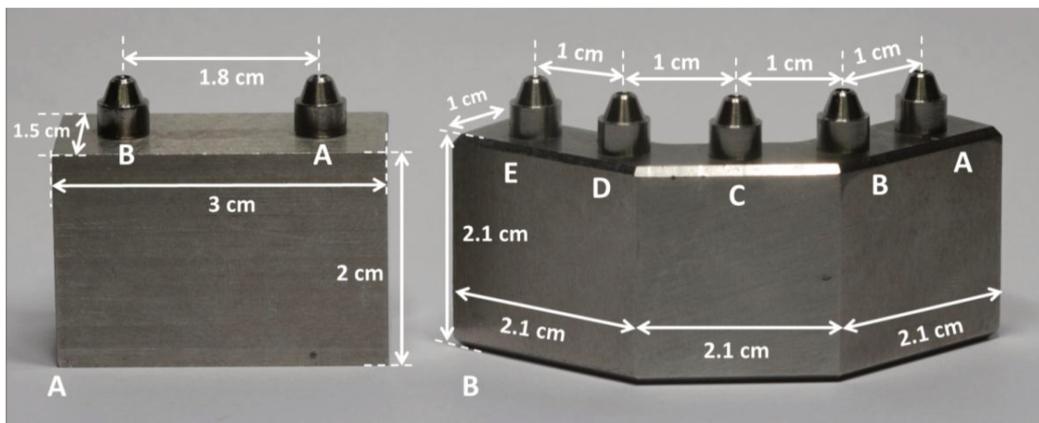


Figure 1 – Steel master model – FPD (A), FAD (B).

The waxed frameworks were impressed (Flexitime Easy Putty Correct Flow – Heraeus-Kulzer, Hanau, Hesse, Germany) and duplicated to obtain four groups ($n = 10$) according to the cylinder type (calcinable or overcasted) and prosthesis design (FPD or FAD). The fit of the waxed frameworks was evaluated on the master model. All waxed patterns were sectioned and reunited with a low-shrinkage acrylic resin to verify the full fit on the master model.

One plaster index with the same dimensions as the master model was obtained for each prosthesis type using modified mini abutment analogs (Figure 2) from standard waxing. The waxed frameworks were screwed to the modified mini abutment analogs, the set was positioned perpendicular to the ground, with a paralleloometer, and 9 mm of the analog stem was included in a matrix filled with type IV dental plaster (Durone IV – Dentsply, New York, New York, USA). The models were fabricated before framework casting in order to verify the misfit related to the casting procedures.

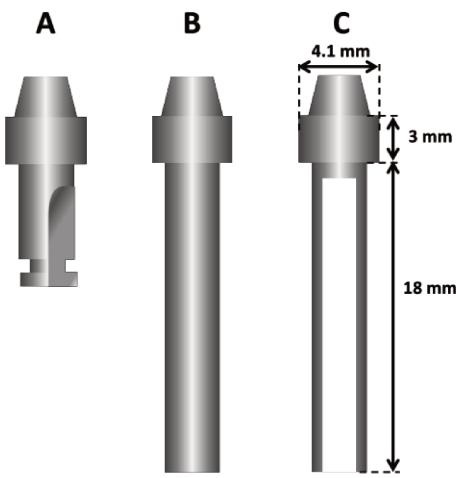


Figure 2 – Conventional mini abutment analog (A); Modified mini abutment analog: external (B) and internal (C) surface.

After the models were fabricated, the frameworks were included in investment for casting with alternative alloys (Gilvest HS – BK Giulini, Ludwigshafen, Rheinland-Pfalz, Germany), and casted or overcasted in CoCr alloy (Starloy C – Degudent, Dentsply, Hanau-Wolfgang, Hesse, Germany). After the casting, the frameworks were blasted with 100 μ m particles of aluminum oxide at 0.55 MPa pressure followed by finishing and polishing with tungsten carbide drills at low speed with exception of the metallic strap region.

Marginal Misfit Evaluation

The marginal misfit evaluations were performed according to the single screw test protocol (15, 16), which proposes the marginal misfit reading of the loop presented while the screw of the opposite pillar is tightened.

For the FPD, pillar B readings were performed after pillar A screw was tightened and vice versa. In FAD, the marginal misfit was analyzed in the opposite pillar (pillar E) and central pillar (pillar C) after tightening pillar A, and vice versa. The measurements were performed following the right-to-left sequence and then the left-to-right

sequence for both designs (FPD and FAD). The prosthetic screw was tightened with 10Ncm using a 0.1Ncm precision digital torque meter (Torque Meter TQ-8800 – Lutron, Taipei, Taiwan). The measurements were performed in the buccal and lingual sides of the misfitted components, in diametrically opposite positions, using a 1.0 μ m precision microscope and 120 times magnification (VMM-100-BT – Walter UHL, Asslar, Germany) equipped with a digital camera (KC-512NT - Kodo BR Eletronics Ltd, Sao Paulo, Sao Paulo, Brazil) and analyzer unit (QC 220-HH Quadra-Check 200 - Metronics Inc., Bedford, Massachusetts, USA).

The procedure was performed on both framework extremities and an average value was obtained for each framework. The observations were made twice: before (initial misfit) and after (final misfit) the cyclic loading, by a calibrated examiner (intraclass correlation coefficient = 0.997).

Strain Gauge Analysis

Strain was evaluated using strain gauge analysis before (initial strain) and after (final strain) cyclic loading. Modified mini abutment analogs were used for strain gauge positioning. The modified mini abutment analog is a replica of the conventional analog, machined in titanium with an extended stem (18 mm) and hollow interior surface (Figure 2). The extended stem provided larger surface for strain gauge bonding and allowed the gauges to be positioned close to the fulcrum point of the analogs, which corresponds to the region with higher stress induced. In addition the hollow interior granted a more accurate measurement of the elastic deformation.

One strain gauge (PA-06-060-BG-350L – Excel Sensores Ltd, Embu, Sao Paulo, Sao Paulo, Brazil) was bonded parallel to the long axis of the modified analog with cyanoacrylate-based glue (Loctite Super Bonder, Henkel, Düsseldorf, Nordrhein-Westfalen, Germany) (Figure 3A,B). The strain gauge was positioned 10 mm from the lower portion of the analog. The electric circuit was mounted in a 1/4 Wheatstone bridge (Figure 3C, D). The average strain value was obtained with a 5-minute interval beginning 3

minutes after clamping torque was applied. The strain gauges were set at zero before the evaluation of each specimen. The strain gauge analysis was performed using ADS 2000 equipment (Lynx Tecnologia Eletronica Ltd, Sao Paulo, Sao Paulo, Brazil), with data processed by an specific software (AqAnalysis 2000, Lynx Tecnologia Eletrônica Ltd, Sao Paulo, Sao Paulo, Brazil). Tightening and loosening protocol was performed following a predetermined sequence (A-B for the FPD and A-E-B-D-C for FAD) (17).

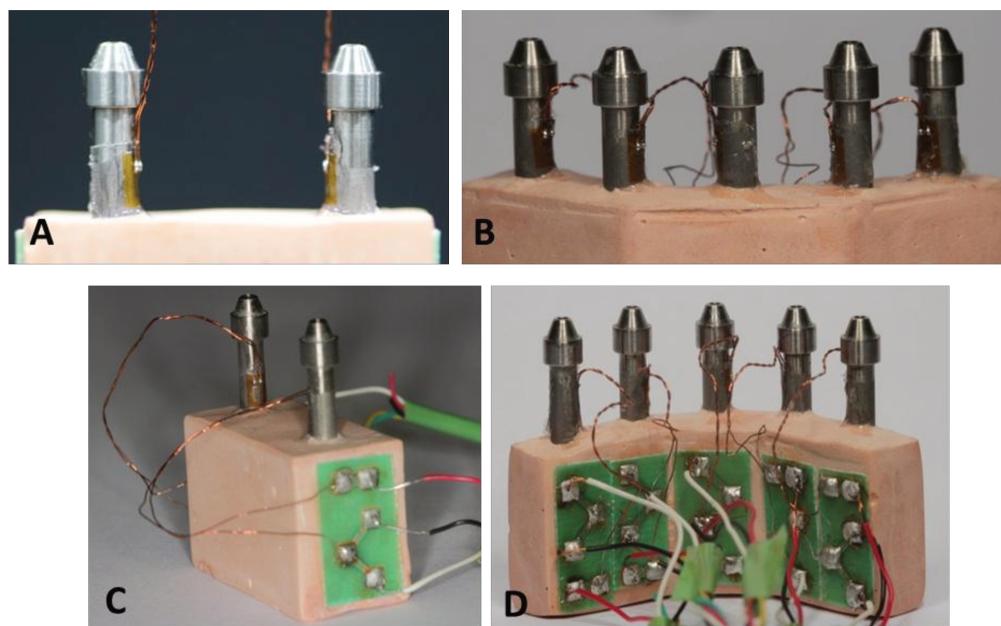


Figure 3 – Positioning of strain gauges – FPD (A), FAD (B); Electric circuit in $\frac{1}{4}$ Wheatstone bridge – FPD (C), FAD (D).

Cyclic Loading

After the initial analysis, the screws were tightened with 10Ncm torque using a digital torque meter, and the specimens were submitted to 10^6 mechanical cycles (18) (Mechanical Fatigue Simulator ERIOS, model ER11000 Plus, Sao Paulo, Sao Paulo, Brazil), with 2 Hz frequency (19) and a 280N compressive load (20) with a 30° angle to the analog long axis (19). The pistons were placed on the occlusal surface of pillar B (FPD)

and pillar E (FAD). The specimens remained immersed in artificial saliva (1.5mM Ca, 3.0mM P, 20.0mM NaHCO₃, pH 7.0) (21), at 37°C during the experimental test.

Statistical Analysis

All data were submitted to 2-way ANOVA and Tukey's HSD test ($\alpha=0.05$) using Statistica (Statsoft South America – StatSoft Inc. 2012, version 11, Tulsa, Oklahoma, USA). Data were also submitted to Pearson correlation test ($\alpha=0.05$) to evaluate correlation among marginal misfit and strain.

Results

Table I shows the mean values of marginal misfit for the FPD and FAD groups. No statistically significant difference was observed in marginal misfit of calcinable and overcasted frameworks, regardless of the time and prosthesis design ($p>0.05$). There was no statistically significant difference in marginal misfit before and after the cyclic loading in all evaluated groups ($p>0.05$).

Table I. Mean marginal misfit values (μm) for FPD and FAD according to cylinder type and time interval.

Prosthesis design	Cylinder	Time	
		Initial	Final
FPD	Calcinable	54.80 (21.63)	53.05 (19.02)
	Overcasted	57.93 (22.79)	57.53 (21.98)
FAD	Calcinable	178.08 (94.08)	161.83 (80.99)
	Overcasted	375.51 (164.54)	356.74 (162.65)

No statistical difference was observed between cylinder types and evaluation time within each prosthesis design according to ANOVA ($\alpha=0.05$).

Table II shows the mean strain values of FPD and FAD groups, as well as the *p*-value according to Tukey's HSD test. The overcasted frameworks showed higher strain than the calcinable ones, regardless of the evaluated time. No difference was observed in initial and final strain. No correlation was observed between strain and misfit by a Pearson correlation test (FPD: $r=0.24$ $p>0.05$; FAD: $r=0.21$ $p>0.05$).

Table II. Mean strain values (μ strain) in FPD and FAD according to cylinder type and time interval.

Prosthesis design	Cylinder	Time		<i>p</i> – value
		Initial	Final	
FPD	Calcinable	243.31 (95.69) Ba	284.83 (119.42) Ba	0.8391
	Overcasted	424.64 (109.12) Aa	513.66 (120.45) Aa	0.2978
	<i>p</i> – value	0.0047	0.0004	
FAD	Calcinable	255.42 (103.93) Ba	245.14 (107.33) Ba	0.9983
	Overcasted	409.46 (169.62) Aa	443.33 (146.14) Aa	0.9425
	<i>p</i> – value	0.0476	0.0115	

Means followed by same letters (capital - column, minor - line) indicate no statistical difference according Tukey's HSD test ($\alpha=0.05$) for each prosthesis design.

Discussion

Despite recent advances in implant dentistry, most clinical methods for evaluating the misfit are empirical and based on subjective examiner analysis. Under laboratory conditions, clinically acceptable frameworks may present considerable misfit (22). Therefore, *in vitro* studies are essential to establish prerogatives regarding framework fit and assess any technic or manufacturing material prior to clinical use (23), supporting best option determination based on cost-effective and biomechanical aspects.

The evaluation of framework distortion caused by cylinders casting procedure shows that, regardless of the prosthesis type (FPD or FAD), no difference was observed in the misfit. Therefore, the hypothesis that calcinable cylinders present higher misfit than

overcasted ones was rejected. These findings confront previous results which demonstrated that overcasted frameworks presented better fit than calcinable ones (11, 13). Nonetheless, these studies evaluated single-unit prostheses, which suggest a different behavior when it comes to multiple-unit prostheses.

The manufacturing of partial or full arch fixed prostheses requires the union of multiple retainers that when connected function as a single body. During casting, each cylinder can be submitted to distortion in many directions. Since multiple retainers connected to each other affect the fit of the framework (24), each casted piece may present different levels of fit. In the case of single-unit prostheses a cylinder is casted separately, thus its distortion may have less influence on the framework final fit. In single-unit prostheses, the crucial factors to obtain fit are the accuracy of the anti-rotational system and metal strap. In these cases, the benefits provided by the overcasted components are more evident due to better reproduction of the edges and angles of the anti-rotational polygon as well as the overall surface of the metal strap, which ensures better settlement and stability of the framework (13). However, in multiple-unit prostheses, the presence of the pre-fabricated metallic strap appears to be less relevant due to the absence of the anti-rotational polygon and the wider magnitude of the tridimensional distortions that the piece may be submitted. Despite the pre-fabricated condition, there is still a chance that the overcasted component will distort due to the overcasting procedure (11), polishing (25), porcelain firing (11), or a combination of those (11). Therefore, the results of the present study indicate that after the casting process, pre-fabricated and calcinable components can present similar behavior.

Regardless of the type of cylinder, the misfit observed after casting (initial misfit) suggests that the greater the number of retainers, the greater the magnitude of the distortion. These findings emphasize the difficulty in connecting multiple elements with minimum misfit (26, 27). According to previous studies (1, 3, 28), the framework presents passive fit when values between 10–150 μ m are observed. Inasmuch, the FPD groups misfit can be considered clinically acceptable.

The FAD groups, however, show higher values than those reported as clinically acceptable. When microscopically inspected, full-arch prostheses considered clinically acceptable can exhibit gaps of 170 (29) to 275 μ m (4). This suggests that, for this type of prosthesis, methods such as electrical discharge machining (8, 15), alternative imprinting techniques (26), welding (30), and the use of CAD-CAM systems (31) should be preferred.

The values measured in this study were determined by the single screw test and can be considered, therefore, representative of the overall casting distortion of the piece. This method allows measurement of the maximum gap presented in the framework when each screw is tightened, causing an exacerbation of the measured misfit. The evaluation of the marginal misfit by single screw test appears to be more rigorous than the assessment made when all the framework screws are tightened. This occurs since there is no correlation between the measured gap and the increased simulated marginal misfit (6). Thus, the absence or presence of the marginal misfit can be masked when all the framework screws are tightened.

No correlation was observed between marginal misfit and induced strain on the system. These results are consistent with previous report that showed no correlation between these variables (32), suggesting that the distortion from the casting process is only one of the factors that can influence the strain on the set. However, this variable alone does not determine the characteristic of force distribution among framework, dental implants, and abutments. In addition, in present study only vertical misfit was measured, while the strain and distortion are of tridimensional nature. This factor may have contributed to non-observance of linearity between misfit and strain. In future studies, the tridimensional misfit analysis may contribute to elucidate this relationship.

The strain evaluation showed that overcasted frameworks present higher strain at all times despite the prosthesis design. Thus, the hypothesis that calcinable frameworks present higher strain was rejected. These findings can be attributed to the metallic pre-fabricated strap for juxtaposition to the abutment, present in the overcasted cylinders. This strap implies greater contact between the seating surface of the screw head and the internal

portion of the cylinder (11). This suggests that after the torque was applied these screws presented better seating within the internal portion of the cylinder, promoting a more rigid fixation of the system. Thus, generating higher levels of strain on the analogs. In the case of calcinable frameworks, the tension is probably concentrated in the neck of retention screw, which may not be properly seated in the cylinder due to casting imperfections, preventing it from stretching enough to promote a satisfactory fixation system and thus generating a lower strain distribution for the modified analogs.

Even under adequate fit situation, frameworks are subjected to some level of strain (23). The strain is inevitable due to the application of the clamping torque of the frameworks (23). This report supports the hypothesis that the settling of the screws in the internal portion of the cylinder can influence the stress transmitted to the system, explaining the higher levels of strain presented by the cylinders with pre-fabricated metallic strap. Moreover, according to Frosts' classification (33), the strain values measured in this study can be considered suited to the adaptive stage of bone physiology. Therefore, bone tissue would be susceptible to physiological remodeling without compromising the osseointegration.

The use of the modified analog can be considered a favorable and reliable artifice for application in strain gauge analysis, allowing the simulation of the strains transmitted to implant–abutment set. Most studies recommend bonding the strain gauges on a framework or epoxy resin. Since strain gauges have the limitation of only reading the strain in the area that is bonded, these procedures may have some disadvantages. When the strain gauges are bonded to the framework, the study is limited to the use of a single framework for all analyses ($n=1$) or the limitation of bonding the strain gauges to each assessed framework, which may introduce bias in the results due to different positioning. Moreover, the metallic framework is massive and cannot present a strain similar to those of analogs/implants, leading to an inadequate measurement of strain. Epoxy resin is a resilient material and poor electrical conductor, which may compromise the transmission signs measured by strain gauges, since these are electrical resistors. Furthermore, its elasticity modulus is similar only to cancellous bone, so that outcome may be influenced by the lack

of strength and stiffness of the cortical bone. The modified analog application has as advantage the use of a single model to perform the analysis, which avoids variation of the location where the strain gauges are bonded and allows the evaluation of many frameworks, thereby ensuring the accuracy of the analyses. Additionally, this technique avoids the use of resilient materials which may lead to underestimate the strain levels.

Framework dynamic loading is also important in the evaluation of the influence of the masticatory process on the analyzed variables. Thus, studies have performed cycling loading to simulate masticatory function (12, 13, 16, 18). Functional loading can lead to changes in the mating surfaces of the components (34, 35), altering the levels of misfit or strain initially observed. However, the cyclic loading had no influence on the misfit and strain of the groups evaluated. These results corroborate those of Hecker and Eckert (35), in which no changes were observed in the vertical misfit after mechanical cycling with uni or bilateral loads. This shows that dynamic loading does not necessarily cause changes on the mating surfaces of the components. Although the parameters applied attempt to simulate clinical use (18), the *in vitro* masticatory simulation is still limited. *In vivo* condition subjects the prosthesis to eccentric forces of different magnitudes and directions. This could be lead to accelerated change in matting surface of the components that could change the misfit and strain values. Additional studies simulating longer periods of clinical use may help to clarify the influence of dynamic loading on the analyzed variables.

Conclusions

Based on the results obtained in the present study it can be concluded that: Multiple-unit calcinable and overcasted frameworks casted in one-piece present similar marginal misfit. Overcasted frameworks promote higher strain upon the system. There is no correlation between vertical marginal misfit resultant from casting and the strain on the system. The cyclic loading does not influence the marginal misfit and the strain of the multiples prostheses.

Acknowledgements

This study was supported by the Sao Paulo Research Foundation (FAPESP grants 2011/02841-7 and 2011/03032-5) and the National Council for Scientific and Technological Development (CNPq).

References

1. 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;6:270-276.
2. Sahin S, Cehreli MC. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. *Implant Dent* 2001;10:85-92.
3. Branemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent* 1983;50:399-410.
4. Jemt T, Book K. Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:620-625.
5. Inturregui JA, Aquilino SA, Ryther JS, Lund PS. Evaluation of three impression techniques for osseointegrated oral implants. *J Prosthet Dent* 1993;69:503-509.
6. Hegde R, Lemons JE, Broome JC, McCracken MS. Validation of strain gauges as a method of measuring precision of fit of implant bars. *Implant Dent* 2009;18:151-161.
7. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent* 1983;49:843-848.
8. Romero GG, Engelmeier R, Powers JM, Canterbury AA. Accuracy of three corrective techniques for implant bar fabrication. *J Prosthet Dent* 2000;84:602-607.

-
9. Koke U, Wolf A, Lenz P, Gilde H. In vitro investigation of marginal accuracy of implant-supported screw-retained partial dentures. *J Oral Rehabil* 2004;31:477-482.
 10. Kano SC, Binon PP, Bonfante G, Curtis DA. The effect of casting procedures on rotational misfit in castable abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;22:575-579.
 11. Byrne D, Houston F, Cleary R, Claffey N. The fit of cast and premachined implant abutments. *J Prosthet Dent* 1998;80:184-192.
 12. Jesus Tavarez RR, Bonachela WC, Xible AA. Effect of cyclic load on vertical misfit of prefabricated and cast implant single abutment. *J Appl Oral Sci* 2011;19:16-21.
 13. Bhering CL, Takahashi JM, Luthi LF, Henriques GE, Consani RL, Mesquita MF. Influence of the casting technique and dynamic loading on screw detorque and misfit of single unit implant-supported prostheses. *Acta Odontol Scand* 2013;71:404-409.
 14. Sahin S, Cehreli MC, Yalcin E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses--a review. *J Dent* 2002;30:271-282.
 15. Sartori IA, Ribeiro RF, Francischone CE, de Mattos Mda G. In vitro comparative analysis of the fit of gold alloy or commercially pure titanium implant-supported prostheses before and after electroerosion. *J Prosthet Dent* 2004;92:132-138.
 16. Farina AP, Spazzin AO, Pantoja JM, Consani RL, Mesquita MF. An in vitro comparison of joint stability of implant-supported fixed prosthetic suprastructures retained with different prosthetic screws and levels of fit under masticatory simulation conditions. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012;27:833-838.
 17. Choi JH. The effect of different screw-tightening techniques on the strain generated on an internal-connection implant superstructure. Part 2: Models created with a splinted impression technique. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2011;26:1016-1023.
 18. Wiskott HW, Nicholls JI, Belser UC. Stress fatigue: basic principles and prosthodontic implications. *Int J Prosthodont* 1995;8:105-116.

-
19. ISO 14801:2007 – Dentistry – Implants – Dynamic fatigue test for endosseous dental implants. International Organization for Standardization 2007.
 20. Mericske-Stern R, Assal P, Mericske E, Burgin W. Occlusal force and oral tactile sensibility measured in partially edentulous patients with ITI implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:345-353.
 21. Birkeland JM. The effect of pH on the interaction of fluoride and salivary ions. *Caries Res* 1973;7:11-18.
 22. Karl M, Winter W, Taylor TD, Heckmann SM. In vitro study on passive fit in implant-supported 5-unit fixed partial dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004;19:30-37.
 23. Abduo J, Bennani V, Lyons K, Waddell N, Swain M. A novel in vitro approach to assess the fit of implant frameworks. *Clin Oral Implants Res* 2011;22:658-663.
 24. Hollweg H, Jacques LB, da Silva Moura M, Bianco VC, Souza EA, Rubo JH. Deformation of implant abutments after framework connection using strain gauges. *J Oral Implantol* 2012;38:125-132.
 25. Carr AB, Brunski JB, Hurley E. Effects of fabrication, finishing, and polishing procedures on preload in prostheses using conventional "gold" and plastic cylinders. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:589-598.
 26. Assif D, Marshak B, Schmidt A. Accuracy of implant impression techniques. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:216-222.
 27. Jemt T, Lie A. Accuracy of implant-supported prostheses in the edentulous jaw: analysis of precision of fit between cast gold-alloy frameworks and master casts by means of a three-dimensional photogrammetric technique. *Clin Oral Implants Res* 1995;6:172-180.

-
28. Millington ND, Leung T. Inaccurate fit of implant superstructures. Part 1: Stresses generated on the superstructure relative to the size of fit discrepancy. *Int J Prosthodont* 1995;8:511-516.
29. Jemt T. In vivo measurements of precision of fit involving implant-supported prostheses in the edentulous jaw. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:151-158.
30. Tiossi R, Falcão-Filho H, Aguiar Júnior FA, Rodrigues RC, Mattos Mda 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;37:359-363.
31. Karl M, Holst S. Strain development of screw-retained implant-supported fixed restorations: procera implant bridge versus conventionally cast restorations. *Int J Prosthodont* 2012;25:166-169.
32. de Torres EM, Barbosa GA, Bernardes SR, de Mattos Mda G, Ribeiro RF. Correlation between vertical misfits and stresses transmitted to implants from metal frameworks. *J Biomech* 2011;44:1735-1739.
33. Frost HM. Perspectives: bone's mechanical usage windows. *Bone Miner* 1992;19:257-271.
34. 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;95:26-32.
35. Hecker DM, Eckert SE. Cyclic loading of implant-supported prostheses: changes in component fit over time. *J Prosthet Dent* 2003;89:346-351.

*Capítulo 2 **

Fit and stability of screw-retained implant-supported frameworks under dynamic loading: influence of cylinder type

Authors:

Cláudia Lopes Brilhante Bhering¹, Isabella da Silva Vieira Marques¹, Jessica Mie Ferreira Koyama Takahashi², Rafael Leonardo Xediek Consani³, Marcelo Ferraz Mesquita⁴.

¹ DDS, MS Student - Department of Prosthodontics and Periodontology, Piracicaba Dental School, University of Campinas, Piracicaba, São Paulo, Brazil.

² DDS, MS, PhD, Adjunct Professor - Department of Prosthodontics, Health Sciences Graduate School, Amazonas State University, Manaus, Amazonas, Brazil.

³ DDS, MS, PhD, Adjunct Professor - Department of Prosthodontics and Periodontology, Piracicaba Dental School, University of Campinas, Piracicaba, São Paulo, Brazil.

⁴ DDS, MS, PhD, Chair Professor - Department of Prosthodontics and Periodontology, Piracicaba Dental School, University of Campinas, Piracicaba, São Paulo, Brazil.

Full address of all authors:

^{1,3,4} Piracicaba Dental School - Limeira Avenue, 901; CEP 13414-903; Piracicaba - SP, Brazil

² Health Sciences Graduate School - Carvalho Leal Avenue, 1777; CEP 69065-001; Cachoeirinha, Manaus – AM, Brazil

Corresponding author:

Cláudia Lopes Brilhante Bhering - Limeira Avenue, 901; CEP: 13414-903; Piracicaba-SP, Brazil

E-mail: claudiabhering@yahoo.com.br - Phone: 55 (19) 2106 5211 - Fax: 55 (19) 2106 5218

* Artigo de acordo com as normas para publicação no periódico *The International Journal of Prosthodontics*.

Fit and stability of screw-retained implant-supported frameworks under dynamic loading: influence of cylinder type

Abstract

Aims: To evaluate the effect of the prosthetic cylinder and casting on marginal misfit and loosening torque of multiple-unit implant-supported prostheses upon dynamic loading. **Methods:** Three-element (FPD) and full-arch (FAD) dentures frameworks were made using calcinable (C) or overcasted (O) mini-abutment cylinders. The models were made using implant analogs fixed to mini abutment to obtain four groups: C-FPD, O-FPD, C-FAD and O-FAD ($n=10$). The frameworks were casted in CoCr alloy and the screws tightened with 20Ncm (abutment) and 10Ncm (prosthetic) torque. After 24h, initial loosening torque and marginal misfit were analyzed. The screws were retightened and the samples submitted to 10^6 mechanical cycles (2Hz/280N). The final measurements were performed and the results submitted to ANOVA/Tukey HSD and Pearson correlation test ($\alpha=0.05$). **Results:** The C-FPD showed higher misfit than the O-FPD (Initial: $p=0.0005$; Final: $p=0.0007$). Similar misfit was noted to FADs groups ($p>0.05$). The dynamic loading did not affect the misfit ($p>0.05$). The O-FAD presented lower abutments screws loosening torque than C-FAD in final mensuration ($p=0.0024$). The calcinable frameworks showed lower prosthetic screws loosening torque than the overcasted in final evaluation (FPD: $p=0.0013$; FAD: $p=0.0064$). After the dynamic loading, prosthetic screws loosening torque of the C-FPD decreased ($p=0.0044$). There was correlation between misfit and loosening torque only for the prosthetic screws (FPD: $p=0.0012$; FAD: $p=0.0483$). **Conclusions:** Overcasted components allow better fit in partial prostheses but not influence the fit of full-arch prostheses. Prosthetic screws of overcasted frameworks present higher stability. The dynamic loading does not influence the misfit, however, reduce the prosthetic screws loosening torque in poorly fit frameworks.

Key-words: Marginal misfit, cyclic loading, loosening torque, castable, overcasted.

Introduction

The lack of passivity between implant/abutment or abutment/prosthetic cylinder surfaces increases the risk of complications in implants rehabilitation (1, 2). Bacterial infiltration, peri-implant tissue reactions, pain, marginal bone loss, overload, fracture of system components, loss of osseointegration and loosening of retaining screws (3, 4), are biological and mechanical complications that may be associated with the installation of poorly fit prostheses. Nonetheless, due to inevitable casting distortion, the fit of the components most often is not perfect, but might be clinically acceptable (5). Although fit level is a controversial matter, some authors have considered the frameworks as well fit when values between 10 (1) and 150 µm (4) are observed.

When torque is applied to screws retaining a non-passive framework, the screws are overloaded increasing the chances of loosening and/or fracture (6-8). After the torque is applied, a compressive force is generated in the screw (7, 9). The tension created between the thread surfaces of the implant/abutment and the retention screw, so called preload, is responsible for keeping the components together (7). The stability achieved is directly related to the stretching of the screw and the maintenance of the preload (7, 9). Thus, the smaller the misfit between the prosthetic framework and abutment/implant, the smaller the chance of screw bending during masticatory function and the greater the stability of the system (7).

Regardless of being a single or multi-unit rehabilitation, the loosening of the screw is the most common complication observed on follow-up of implant-supported prostheses (4, 10, 11). This instability can be related to numerous factors, such as: misfit of the components (8, 12), insufficient torque (13), screw material (12, 14), manufacturer quality control (15) and excessive funcional or parafuncional loading (16).

External forces can induce vibration and thread slippage of the retaining screws. In such cases, if the preload becomes lower than a critical level, the stability of the screw joint will be compromised (7). Laboratorial studies allow researchers to study these

conditions through mechanical loading tests. The samples are tightened with manufacturer recommended torque and after the mechanical cycling the loosening torque of the retaining screw is evaluated (7).

Another factor that can influence the stability of the system is the type of prosthetic cylinder (machined, entirely calcinable or for overcasting). Entirely casting components are considered to be more prone to loosening of the retaining screws (8), mainly due to lower prosthesis marginal fit quality. Despite the importance of passivity and fit to the longevity and stability of the implant-support system, there are no studies evaluating the effect of prosthetic component (entirely calcinable or for overcasting) on misfit and loosening torque of multi-unit rehabilitations upon dynamic loading.

Thus, this study aimed to evaluate the effect of the cylinder type and the casting procedures on marginal misfit and loosening torque of three-element and full-arch fixed implant-supported prostheses upon dynamic loading, and additionally, to verify if there is correlation between loosening torque and framework marginal misfit. The hypotheses tested were: [1] calcinable cylinders present higher misfit than overcasted ones, [2] calcinable components generate lower stability of the prosthetic screws and [3] the cyclic loading decrease the marginal misfit and loosening torque.

Materials and Methods

Prosthetic Frameworks and Model Fabrication

Frameworks simulating a fixed denture of lower first pre-molar to first molar (FPD) and a lower full-arch fixed denture (FAD) were waxed in low-shrinkage acrylic resin (Duralay II - DuraLay, Reliance Dental Mfg Co., Chicago, Illinois, USA), using a silicone matrix for standardization (Flexitime Easy Putty Correct Flow - Heraeus-Kulzer, Hanau, Hesse, Germany). Calcinable (C) and overcasted (O) mini abutment cylinders for casting in Co-Cr alloy were used (SIN – Sistema de Implante, Sao Paulo, Sao Paulo, Brazil) to obtain

four groups: C-FPD, O-FPD, C-FAD, O-FAD (n=10). All frameworks were well-fit to the master model before casting.

For each waxed framework, one model was made using titanium implant analogs (external hexagon 4.1mm) fixed to mini abutments (SIN – Sistema de Implante, Sao Paulo, Sao Paulo, Brazil). The set was fixed to a parallelometer and included in acrylic resin blocks (Class Mold – Classico, Sao Paulo, Sao Paulo, Brazil) with the same dimensions of the master model (Figure 1). This model was made so that the influence of the casting procedure in individual fit and stability of the prosthesis would be properly evaluated.

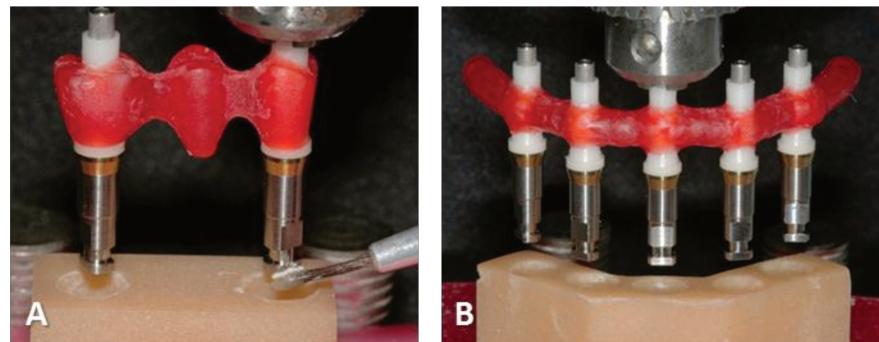


Figure 1 – Models fabrication – FPD (A); FAD (B).

The frameworks were included in investment (Gilvest HS – BK Giulini, Ludwigshafen, Rheinland-Pfalz, Germany), and casted or overcasted in Co-Cr alloy (Starloy C – Degudent, Dentsply, Hanau-Wolfgang, Hesse, Germany). After casted, the frameworks were blasted with 100 μ m particles of aluminum oxide at 0.55MPa pressure followed by finishing and polishing with exception of the strap region of the cylinders. Each framework was repositioned in its model according with groups.

Loosening Torque Evaluation

The loosening torque evaluation was performed in abutment and prosthetic screws in two moments: 24 hours after screw tightening (initial loosening torque) and after

mechanical cycles (final loosening torque). The screws were tightened with 10Ncm (prosthetic screw) and 20 Ncm (abutment screw), using a digital torque meter with 0.1Ncm precision (Torque Meter TQ-8800 – Lutron, Taipei, Taiwan) connected to a device allowing its positioning parallel to the long axis of the screws to avoid lateral stress (Figure 2).



Figure 2 – Digital torque meter and device to positioning.

Tightening and loosening were performed first on the premolar region (pillar A), and second on the molar region (pillar B) on FPD groups. On FAD groups screw tightening was performed on the extremity components (pillars A and E), followed by the intermediary components (pillars B and D) and finally on the central component (pillar C). The readings were performed on all the pillars being obtained an average loosening torque value per sample.

Marginal Misfit Evaluation

The misfit evaluation was performed following the single screw test protocol (17, 18) using a measuring microscope with 1.0 μ m accuracy and 120 times magnification (UHL VMM-100-BT; Asslar, Hesse, Germany), equipped with a digital camera (KC-

512NT – Kodo BR Eletronica Ltd, Sao Paulo, Sao Paulo, Brazil) e analyzing unit (QC 220-HH Quadra-Check 200 – Metronics Inc., Bedford, Massachusetts, USA).

The measurements were performed at the medial portion of the mini abutment, between the upper border of this component and lower border of the prosthetic cylinder (prosthetic framework). Readings were taken on buccal and lingual sides of pillar B (FPD) or pillars C and E (FAD) after the 10Ncm torque was applied on pillar A prosthetic screw. Then, the opposite end screw was tightened (pillar B of FPD and pillar E of FAD) and the readings performed on pillar A (FPD) and pillars C and A (FAD). The procedures were performed by a calibrated examiner (intraclass correlation coefficient = 0.997), before (initial misfit) and after (final misfit) mechanical loading, being obtained an average value of each prosthetic framework.

Dynamic Loading

After initial evaluations, the prosthetic and abutment screws were retightened following the previously described parameters. The samples were placed on the Mechanical Fatigue Simulator (ERIOS, model ER – 11000 – Plus, Sao Paulo, Sao Paulo, Brazil), immersed in artificial saliva (1.5mM Ca, 3.0mM P, 20.0mM NaHCO₃, pH 7.0) (19) at 37°C temperature, and submitted to 1 million masticatory cycles (20) performed with 2Hz frequency (21) and 280N compressive load (22) applied 30° oblique to the analog long axis (20) per pistons positioned on occlusal surface of the pillar B (FPD) and pillar E (FAD).

Statistical Analysis

The data were submitted to 2-way Anova and Tukey's HSD test ($\alpha = 0.05$) using Statistica software (Statsoft South America - StatSoft Inc. 2012, version 11, Tulsa, Oklahoma, USA). The data were also submitted to Pearson correlation test ($\alpha = 0.05$) to verify correlation between marginal misfit and loosening torque.

Results

The average marginal misfit values are presented in Table 1. According to Tukey test the C-FPD frameworks present higher marginal misfit than the O-FPD frameworks on both initial ($p=0.0005$) and final ($p=0.0007$) analyses. There was no statistically significant difference between misfit of cylinders used to FADs, regardless of the evaluation time ($p>0.05$). Similar marginal misfit was observed between initial and final time of the tested groups ($p>0.05$).

Table 1. Average values of misfit (μm) according to cylinder type and time interval.

Prosthesis	Cylinder	Time	
		Initial	Final
FPD	Calcinable	107.53 (40.36) Aa	99.00 (40.85) Aa
	Overcasted	51.50 (22.98) Ba	44.33 (14.14) Ba
FAD	Calcinable	310.06 (128.61) Aa	355.43 (367.38) Aa
	Overcasted	206.16 (87.82) Aa	184.30 (89.05) Aa

Means followed by same letters (capital - column, minor - line) indicate no statistical difference according Tukey's HSD test ($\alpha=0.05$).

For abutment screws of the FPD groups, Tukey's test did not indicate significant difference in loosening torque upon different cylinders or evaluation time ($p>0.05$) (Table 2). Nonetheless, the O-FAD group presented lower loosening torque than C-FAD one at final time ($p=0.0024$) (Table 2). According to Pearson correlation test, there was no correlation between abutment loosening torque and misfit of FPD ($r=-0.01420$; $p=0.9307$) and FAD ($r=0.08862$; $p=0.5866$).

Table 2. Average values of loosening torque (Ncm) of mini abutment screws according to cylinder and time interval.

Prothesis	Cylinder	Time	
		Initial	Final
FPD	Calcinable	15.15 (1.54) Aa	15.85 (2.26) Aa
	Overcasted	15.42 (1.35) Aa	15.18 (1.60) Aa
FAD	Calcinable	15.08 (0.65) Aa	14.75 (1.72) Aa
	Overcasted	13.70 (1.74) Aa	12.05 (1.80) Ba

Means followed by same letters (capital - column, minor - line) indicate no statistical difference according Tukey's HSD test ($\alpha=0.05$).

Table 3 shows the average values of prosthetic screws loosening torque. The calcinable and overcasted screws frameworks did not show significant difference in initial loosening torque (FPD: $p=0.1452$; FAD: $p=0.8959$). However, at final time the screws of calcinable frameworks presented lower loosening torque than overcasted ones (FPD: $p=0.0013$; FAD: $p=0.0064$). After dynamic loading, the loosening torque of the C-FPD screw decreased significantly ($p=0.0044$). The Pearson correlation test showed moderate negative correlation between the loosening torque of the prosthetic screws and the marginal misfit of the FPD ($r=-0.49523$; $p=0.0012$) and FAD ($r=-0.31423$; $p=0.0483$) frameworks.

Table 3. Average values of loosening torque (Ncm) of prosthetic screws according to cylinder and time interval.

Prothesis	Cylinder	Time	
		Initial	Final
FPD	Calcinable	5.49 (1.07) Aa	3.73 (1.15) Bb
	Overcasted	6.54 (0.96) Aa	5.70 (1.10) Aa
FAD	Calcinable	4.54 (0.48) Aa	3.87 (0.69) Ba
	Overcasted	4.76 (0.94) Aa	5.02 (0.72) Aa

Means followed by same letters (capital - column, minor - line) indicate no statistical difference according Tukey's HSD test ($\alpha=0.05$).

Discussion

According to the results, the first hypothesis this study was partially accepted since the benefit of the overcasted cylinder in obtain higher levels of fit was observed only for FPD frameworks. The O-FPD frameworks presented lower misfit than the entirely calcinable ones. These findings confirmed the efficacy of the pre-machined base of the overcasted cylinders in promoting a higher level of fit. The presence of the pre-machined metal strap minimizes the distortions in the cylinder base during the casting process, which ensures a more intimate contact between the components (23) during the apposition of the parts (Figure 3).

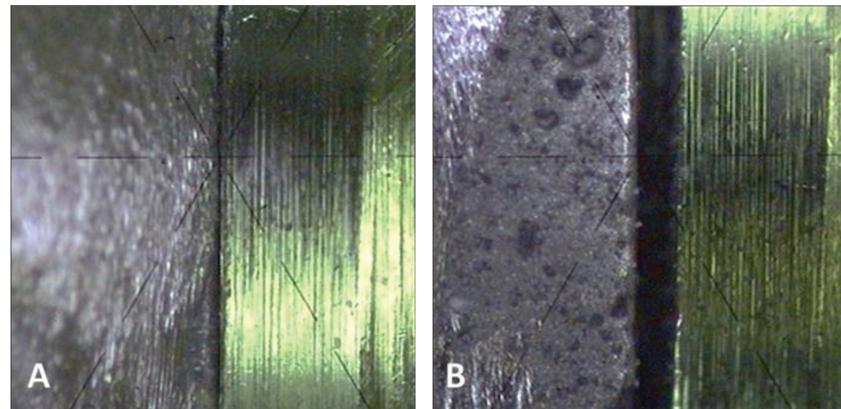


Figure 3 - Visual evaluation of contact between the components mini abutment/cylinder interface of the overcasted (A) and entirely calcinable (B) specimens in optical microscope - FPD.

Although the use of overcasted cylinders is an advantage for single unit prostheses (8, 23) and also for fixed partial prostheses, the same does not apply to full-arch fixed prostheses. In the present study, no difference was observed in the misfit of FAD made with calcinable or overcasted cylinders. The presence of a greater number of retainers in the FAD can limit the benefits provided by pre-machined metal strap. It may occur due to the design of this type of prosthesis, which presents a curved form and is more extensive, becoming more likely to angular distortion on the casting process. Thus, regardless of the

type of cylinder used, the full-arch casted metal piece will probably present a poor fit. Even with the numerous possibilities of copings, cemented or screwed, laboratory procedures still limits the production of metal frameworks with passive adaptation (24).

In the present study, it was observed that the increase in distortion is probably proportional to the length of the casted framework (25). This affirmation is corroborated by the higher misfit values presented by FAD (5 elements) compared to FPD (3 elements). Thus, one can say that for full-arch fixed dentures, calcinable or overcasted cylinders exhibit similar behavior in relation to magnitude of marginal misfit.

Marginal misfit presented by O-FPD frameworks was similar to those reported in other studies that simulated situations of maximum passivity (12, 14, 18). This suggests that for this type of prosthesis overcasted components present minimal levels of distortion after casting. It is important to consider that a misfit equal to zero may be impossible to be achieved because the mating surfaces of the components are not welded together. During the setting of the rehabilitation there is only an overlap of the connecting surfaces (prosthetic cylinder and intermediate abutment). The machining tolerance of the parts probably represents the most intimate contact that can be achieved within the components, since it represents the as-manufactured state (26, 27). Despite the importance of minimum misfit to ensure adequate coupling of the surfaces and avoid biomechanical complications (8, 27), an average discrepancy of 23.1 to 33.1 μ m between the abutments and prosthetic cylinders has been observed (30). Even though these values seem to be of great magnitude, discrepancies around 30 μ m are difficult to be observed visually (28).

A longitudinal clinical study showed that prosthesis misfit ranging from 91 μ m to 111 μ m resulted in marginal bone loss of 0.5 mm and 0.2 mm after 1 and 5 years of follow-up (28). The authors observed that even after several years the implants remained stable. Marginal bone loss is considered acceptable between 0.4 and 1.6 mm in the first year, and around 0.1 mm per subsequent year (29). Thus there seems to be a certain level of biological tolerance for prosthetic misfit (28). Based on these findings (28) and previous

studies (1, 4), the values of misfit observed for FPDs in current study can be considered clinically acceptable.

Although there was a slight decrease in misfit values after mechanical loading of FPD groups, it was not statistically significant. The mechanical cycles did not influence the fit of any of the evaluated groups. So, the hypothesis that mechanical loading affects the marginal misfit was rejected. These results are in agreement with other authors that concluded both unilateral or bilateral functional load applied in posterior region of the prosthesis did not result in change in the misfit (30).

The contact between connecting surfaces is important so that a friction force is generated. The friction will act as a resistive force, contrary to external forces that induce loosening of the retaining screw. The lack of contact on matting surfaces reduces the frictional resistance between the components. As a result, the connecting screws are more likely to loosen (8). Also, the contact between the framework and the intermediary abutment is important to reduce the load on the abutments and prosthetic screws, which ensures the efficacy of the components (8). These characteristics were verified in the present study with the values presented by frameworks casted with totally calcinable components.

The frameworks obtained with completely calcinable cylinders presented decreased loosening torque after dynamic loading. These values were also significantly lower than those presented by the overcasted sets in the same evaluation time. Based in these founds, the second hypothesis of this study was accepted since the prosthetic screws loosening torque of the calcinable frameworks was lower than overcasted ones. This occurs due to higher vertical discrepancies between framework/abutment-implant and screw/cylinder-abutment seat interfaces of the calcinable components (8). The inadequate contact between the screw head and its seating surface (prosthetic abutment or cylinder) decreases the friction between the surfaces (8), so that after load is applied they are more likely to bend and loosen. In this context, it is clear that the casting process can significantly influence the stability of the screw joint, since in general, it provides a higher

magnitude of discrepancies in inner and outer cylinder structure. Thus, although the use of overcasted cylinders to obtain FAD frameworks is not considered advantageous from the misfit point of view, when analyzing the loosening torque variable these components present results more satisfactory and favorable to the longevity of rehabilitation.

The correlation found in this study indicates an inverse relationship between marginal misfit and loosening torque. As misfit increases, loosening torque values decrease, making easier the removal of the prosthesis. Misfit can influence both torque and preload, when part of the preload is used to bring maladapted surfaces closer increasing levels of settling (18, 31). Plastic deformation of the screw (18) and additional stress transference to the screw may occur (8, 31). Although retaining screws of prostheses with different adaptation levels did not present initial difference in detorque values, after dynamic forces such difference is clearly observed. Before of the mechanical loading, all samples received the same torque (10Ncm), once the screws are identical, is possible assumed by the absence of difference in initial loosening torque values that the preload was similar for all sets.

Preload can be influenced by factors such as: elastic modulus of the screws, abutment design, friction coefficient, lubrication, applied torque and fit (12, 13, 18). With the exception of fit, these conditions were the same for all groups. Therefore, the fit seems to have great contribution to the long term loosening process of prosthetic screws. During the dynamic loading, the retain screw is compressed and the traction of the tightened screw is reduced. In the presence of the misfit this phenomenon is exacerbated. During the masticatory process initially maladapted surfaces are forced closer, relaxing the screw by decreasing its traction. Thus, the greater the misfit, the greater the screw compression and relaxation. Due to the cyclical repetition of this process, the screw is more likely to vibrate, loosen and even fracture. So, the hypothesis that mechanical loading influence the loosening torque was accept. This clarifies why some authors verify that poorly fitted prostheses have lower screw joint stability than passive prostheses after mechanical tests (12, 32).

Considering the implant-supported components, the prosthetic screw is the smallest and most fragile part of the system (33). Thus, the loosening of the prosthetic screw can be an alert for a future failure of other components or the rehabilitation (16, 36). The changes in the loosening torque of abutments screws suggest that the loosening torque of the prosthetic screw and the mechanical loading may influence it. When the prosthetic screw is fixed to the intermediary abutment, the intermediary abutment screw is stretched. In overcasted components the more intimate contact between the internal surface of the cylinder and the screw head (8), allows the prosthetic screw to exert a greater pulling effect on the abutment screw. Once these screws are attached, when the force to loosen the prosthetic screw is high, it can affect the stability of the abutment screw. During the dynamic loading, the abutment screws will also be subjected to a greater magnitude of compression and stretching, which contributes to the reduction of the force that keeps the assembly together. However, as the reduction of loosening torque of the mini abutment seems to be associated with high levels of loosening torque of prosthetic screws, this situation would not be critical clinically, since during prosthesis maintenance the clinician should loosen the mini abutment to evaluate the condition of the implants and peri-implant tissues and evaluate the stability of all screwed joints.

In general, the results of this *in vitro* study indicate that the overcasted components present better biomechanical behavior than completely calcinable components. However, additional clinical studies are needed to elucidate the relevance of these findings in longitudinal follow-ups of multiple-unit implant-supported prosthetic rehabilitations.

Conclusions

Based on the results of this study it can be concluded that:

- The advantages of using calcinable or overcasted cylinders depend on the type of prosthesis: overcasted components allow obtaining of FPD with acceptable levels fit.
- Prosthetic screws of the overcasted frameworks have higher stability of the screw joint.

-
- The dynamic loading does not influence the misfit of the framework, however reduces the loosening torque of prosthetic screws in poorly adapted frameworks.
 - Marginal misfit decreases the loosening torque of the prosthetic screws upon the influence of cycles loads.

Acknowledgements

This study was supported by the Sao Paulo Research Foundation (FAPESP grants 2011/02841-7 and 2011/03032-5) and National Council for Scientific and Technological Development (CNPq).

References

1. Branemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent* 1983;50:399-410.
2. Jesus Tavarez RR, Bonachela WC, Xible AA. Effect of cyclic load on vertical misfit of prefabricated and cast implant single abutment. *J Appl Oral Sci* 2011;19:16-21.
3. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent* 1983;49:843-848.
4. 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;6:270-276.
5. Nishioka RS, Nishioka LN, Abreu CW, de Vasconcellos LG, Balducci I. Machined and plastic copings in three-element prostheses with different types of implant-abutment joints: a strain gauge comparative analysis. *J Appl Oral Sci* 2010;18:225-230.

-
6. Binon PP. Implants and components: entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:76-94.
 7. Cibirka RM, Nelson SK, Lang BR, Rueggeberg FA. Examination of the implant-abutment interface after fatigue testing. *J Prosthet Dent* 2001;85:268-275.
 8. Byrne D, Houston F, Cleary R, Claffey N. The fit of cast and premachined implant abutments. *J Prosthet Dent* 1998;80:184-192.
 9. Kano SC, Binon P, Bonfante G, Curtis DA. Effect of casting procedures on screw loosening in UCLA-type abutments. *J Prosthodont* 2006;15:77-81.
 10. Jemt T, Laney WR, Harris D, Henry PJ, Krogh PH, Jr., Polizzi G, et al. Osseointegrated implants for single tooth replacement: a 1-year report from a multicenter prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;6:29-36.
 11. Naert I, Quirynen M, van Steenberghe D, Darius P. A study of 589 consecutive implants supporting complete fixed prostheses. Part II: Prosthetic aspects. *J Prosthet Dent* 1992;68:949-956.
 12. Farina AP, Spazzin AO, Pantoja JM, Consani RL, Mesquita MF. An in vitro comparison of joint stability of implant-supported fixed prosthetic suprastructures retained with different prosthetic screws and levels of fit under masticatory simulation conditions. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012;27:833-838.
 13. Haack JE, Sakaguchi RL, Sun T, Coffey JP. Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:529-536.
 14. Spazzin AO, Henriques GE, de Arruda Nobilo MA, Consani RL, Correr-Sobrinho L, Mesquita MF. Influence of prosthetic screw material on joint stability in passive and non-passive implant-supported dentures. *Open Dent J* 2009;30:245-249.
 15. Jorneus L, Jemt T, Carlsson L. Loads and designs of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7:353-359.
-

-
16. Byrne D, Jacobs S, O'Connell B, Houston F, Claffey N. Preloads generated with repeated tightening in three types of screws used in dental implant assemblies. *J Prosthodont* 2006;15:164-171.
 17. Sartori IA, Ribeiro RF, Francischone CE, de Mattos Mda G. In vitro comparative analysis of the fit of gold alloy or commercially pure titanium implant-supported prostheses before and after electroerosion. *J Prosthet Dent* 2004;92:132-138.
 18. Spazzin AO, Henrique GE, Nobilo MA, Consani RL, Correr-Sobrinho L, Mesquita MF. Effect of retorque on loosening torque of prosthetic screws under two levels of fit of implant-supported dentures. *Braz Dent J* 2010;21:12-17.
 19. Birkeland JM. The effect of pH on the interaction of fluoride and salivary ions. *Caries Res* 1973;7:11-18.
 20. Wiskott HW, Nicholls JI, Belser UC. Stress fatigue: basic principles and prosthodontic implications. *Int J Prosthodont* 1995;8:105-116.
 21. ISO 14801:2007 – Dentistry – Implants – Dynamic fatigue test for endosseous dental implants. 2007.
 22. Mericske-Stern R, Assal P, Mericske E, Burgin W. Occlusal force and oral tactile sensibility measured in partially edentulous patients with ITI implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:345-353.
 23. Bhering CL, Takahashi JM, Luthi LF, Henriques GE, Consani RL, Mesquita MF. Influence of the casting technique and dynamic loading on screw detorque and misfit of single unit implant-supported prostheses. *Acta Odontol Scand* 2013;71:404-409.
 24. Karl M, Rosch S, Graef F, Taylor TD, Heckmann SM. Static implant loading caused by as-cast metal and ceramic-veneered superstructures. *J Prosthet Dent* 2005;93:324-330.
 25. Schiffleger BE, Ziebert GJ, Dhuru VB, Brantley WA, Sigaroudi K. Comparison of accuracy of multiunit one-piece castings. *J Prosthet Dent* 1985;54:770-776.

-
26. Rubenstein JE, Ma T. Comparison of interface relationships between implant components for laser-welded titanium frameworks and standard cast frameworks. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;14:491-495.
27. Ma T, Nicholls JI, Rubenstein JE. Tolerance measurements of various implant components. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997;12:371-375.
28. Jemt T, Book K. Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:620-625.
29. Spazzin AO, Abreu RT, Noritomi PY, Consani RL, Mesquita MF. Evaluation of stress distribution in overdenture-retaining bar with different levels of vertical misfit. *J Prosthodont* 2011;20:280-285.
30. Hecker DM, Eckert SE. Cyclic loading of implant-supported prostheses: changes in component fit over time. *J Prosthet Dent* 2003;89:346-351.
31. Burguete RL, Johns RB, King T, Patterson EA. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. *J Prosthet Dent* 1994;71:592-599.
32. al-Turki LE, Chai J, Lautenschlager EP, Hutten MC. Changes in prosthetic screw stability because of misfit of implant-supported prostheses. *Int J Prosthodont* 2002;15:38-42.
33. 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;21:46-50.

Figure Legends

Figure 1 – Models fabrication – FPD (A); FAD (B).

Figure 2 – Digital torque meter and device to positioning.

Figure 3 – Visual evaluation of contact between the components mini abutment/cylinder interface of the overcasted (A) and entirely calcinable (B) specimens in optical microscope - FPD.

Considerações Gerais

Os capítulos previamente descritos foram idealizados com o intuito de elucidar os questionamentos sobre o efeito do processo de fundição e da utilização de componentes inteiramente fundidos ou com a base pré-fabricada na biomecânica de próteses múltiplas implantossuportadas.

Para tal, todos os modelos foram confeccionados previamente à fundição das infraestruturas, de modo que após a realização deste procedimento a magnitude das distorções pudesse ser avaliada. Para a execução da metodologia proposta dois modelos foram confeccionados com finalidades diferentes.

Os modelos em gesso foram confeccionados com análogos modificados de mini pilar para a aplicação da metodologia de análise de tensão. Esses análogos constituem em réplicas dos análogos convencionais de mini pilar, que apresentam características favoráveis para a execução da metodologia proposta. Os mesmos são usinados em titânio, apresentam haste prolongada (18 mm) e interior oco. A porção interior oca facilita a ocorrência de deformações elásticas nos análogos modificados. Estas deformações são aferidas pelos extensômetros elétricos de resistência por meio da variação de seu potencial resistivo de acordo com a deformação apresentada pela superfície no qual está colado. Adicionalmente, a haste prolongada propicia a obtenção de uma superfície lisa maior para a colagem dos extensômetros e permite que os mesmos sejam posicionados próximo ao ponto de fulcro dos análogos, que corresponde à região de maior indução de tensões. Deste modo, obtém-se um braço de alavanca que permite predizer com precisão as tensões que são direcionadas ao osso de suporte (Perry & Lissner, 1955; Hollister, 1967).

O uso dos análogos modificados para execução do método de extensometria pode ser considerado um artifício prático e confiável, tendo sido aplicado com bons resultados em estudos anteriores (Tramontino, 2008; Tramontino *et al.*, 2009; Luthi, 2010,

Rodrigues, 2012). Apesar das vantagens para a realização da análise de tensão, esses componentes podem deformar-se plasticamente quando submetidos à cargas compressivas. Seu interior oco é favorável para a análise de tensão, no entanto diminui a resistência do componente quando submetido à aplicação de forças externas de grande magnitude, como a ciclagem mecânica. Desse modo, para a realização do processo de ciclagem mecânica e análise do torque de afrouxamento, modelos em resina foram confeccionados utilizando análogos convencionais de implante com conexão em hexágono externo.

Para que o comportamento biomecânico das reabilitações pudesse ser avaliado considerando todas as variáveis analisadas (torque de afrouxamento, tensão e desajuste), as leituras de desajuste marginal foram realizadas nos dois modelos anteriormente descritos (modelo com análogos modificados – análise de tensão e desajuste; modelo com análogos convencionais – torque de afrouxamento e desajuste).

Diante disso, o presente estudo foi dividido em dois capítulos. O primeiro teve como objetivo avaliar o efeito do processo de fundição e do tipo de componente protético no desajuste marginal e tensão de próteses múltiplas implantossuportadas. O segundo teve como objetivo avaliar o efeito do processo de fundição e do componente protético no desajuste marginal e torque de afrouxamento de próteses múltiplas implantossuportadas.

O desajuste marginal é considerado algo inevitável, diante dos materiais e técnicas atualmente empregados (Romero *et al.*, 2002, Abduo & Swain 2012, Hollweg *et al.*, 2012). Mesmo que corretamente executados, os procedimentos de impressão, vazamento do molde, enceramento, fundição da infraestrutura, acabamento e polimento, e aplicação do revestimento estético podem causar distorções na restauração final (Romero *et al.*, 2002, Hollweg *et al.*, 2012).

Os resultados de ambos os capítulos mostraram que as distorções decorrentes do processo de fundição foram maiores para as PTFs, independente do tipo de pilar utilizado. O desajuste marginal apresentado por estas infraestruturas ultrapassou o valor clinicamente aceitável, de 150 μ m (Jemt, 1991). Tais resultados podem ser atribuídos ao número de retentores e às características deste tipo de prótese. Sua maior extensão e o

formato curvilíneo aumentam a probabilidade de distorções angulares durante o processo de esfriamento e contração do metal fundido. A dificuldade de conectar múltiplos elementos com valores mínimos de desajuste marginal tem sido reportada por vários autores (Jemt & Lie, 1995; Assif *et al.*, 1996; Jemt & Book, 1996). Os resultados observados sugerem que para PTFs os cilindros para sobrefundição apresentam um comportamento semelhante aos totalmente calcináveis, independentemente da presença da cinta metálica na base do cilindro. Sendo assim, o uso de métodos alternativos como a soldagem (Parel, 1989; Tiossi *et al.*, 2010), eletroerosão (Romero *et al.*, 2002, Sartori *et al.*, 2004), ou uso de sistemas CAD-CAM (Riedy *et al.*, 1997; Karl *et al.*, 2012) para confecção das estruturas metálicas deve ser considerado, a fim de obter reabilitações com níveis de adaptação satisfatórios para próteses mais extensas.

Quanto às próteses parciais fixas, independente do tipo de cilindro protético utilizado, os valores aferidos em ambos os capítulos estão dentro do limite clinicamente aceitável. Sendo similares ao reportado por outros autores em condições de passividade (Jemt & Book 1996; Spazzin *et al.*, 2010, Farina *et al.*, 2012). Contudo, os resultados das comparações entre os tipos de cilindros diferiram entre os dois capítulos. No Capítulo 1 não foi observada diferença entre o desajuste marginal das PPFs confeccionadas com cilindros calcináveis e sobrefundidos. Já no segundo capítulo os valores apresentados pelos componentes calcináveis aumentaram显著mente, de modo que uma diferença significante foi detectada.

O contraste observado entre os Capítulos 1 e 2 pode ser atribuído à presença de irregularidades na área interna da base dos cilindros calcináveis e as diferenças entre a superfície do mini pilar (Capítulo 2) e do análogo (Capítulo 1), no qual a infraestrutura se assenta. Embora os análogos convencionais sejam usinados de maneira similar aos mini pilares, eles não apresentam o hexágono na superfície superior do componente sob o qual a chave de boca é posicionada, e não apresentam a superfície hexagonal entalhada, na porção superior da cinta do mini pilar. Apesar da presença deste hexágono ser dispensável nos análogos, sua ausência pode alterar o padrão de desajuste observado entre o modelo de gesso (análogo) e a situação clínica (mini pilar) quando infraestruturas totalmente fundidas

são avaliadas. O contato da superfície hexagonal da cabeça do mini pilar com as imperfeições internas da base do cilindro calcinável após a fundição, aumentam a magnitude do desajuste observado. No caso dos análogos (modificado ou convencional), como a porção superior é completamente lisa, durante a análise, as infraestruturas calcináveis se adaptam melhor, diminuindo os valores de desajuste verificados.

Essas pressuposições são reforçadas pela ausência de diferença entre os modelos para os cilindros sobrefundidos. Como estes componentes apresentam a cinta pré-fabricada na base do cilindro, à superfície de encaixe ao subjacente não é alterada durante o processo de fundição, apresentando, portanto melhor reprodução dos detalhes e ausência de irregularidades, o que garante uma adaptação semelhante em ambos os modelos (com análogo ou com o mini pilar). Desta forma, pode-se inferir que para infraestruturas totalmente fundidas, o tipo de componente utilizado para a obtenção do modelo de análise (análogo ou pilar intermediário) pode influenciar os resultados apresentados. As discrepâncias comumente observadas entre o ajuste extra oral (modelo de gesso) e intra oral da infraestrutura protética (Jemt, 1996; Clelland *et al.*, 1997), podem ser explicadas não somente pelas distorções higroscópicas do material de obtenção do modelo, mas também pela diferença de design entre os componentes utilizados no ambiente clínico e laboratorial. Estudos adicionais são necessários para esclarecer o grau de influência desses fatores nas análises de desajuste, bem como nas discrepâncias observadas entre o modelo do paciente e a cavidade bucal.

A presença da cinta pré-fabricada influenciou ainda os resultados observados em relação à tensão e torque de afrouxamento das próteses avaliadas. A análise de tensão mostrou que as infraestruturas sobrefundidas geram maior deformação dos análogos, independente do tempo e tipo de prótese avaliada. Esses achados podem ser consequência de um melhor assentamento da cabeça do parafuso de retenção na porção interna do cilindro sobrefundido (Byrne *et al.*, 1998). A presença da base pré-fabricada permite que o parafuso se adapte melhor. Isso promove maior área de contato entre as roscas do parafuso protético e pilar intermediário, e garante uma fixação mais rígida do sistema após a aplicação do torque. Durante a inserção do parafuso, fendas e desajustes não são passíveis

de correção, o que faz com que o mesmo não consiga fluir no seu curso (Cantwell & Hobkirk, 2004) e promover uma fixação satisfatória do sistema. Em vista disso, as infraestruturas calcináveis levam a um menor nível de deformação dos análogos modificados. Essa teoria é corroborada pelos maiores valores de torque de afrouxamento dos parafusos de retenção das infraestruturas sobrefundidas em relação às totalmente calcináveis.

As diferenças em relação ao torque de afrouxamento foram verificadas após a realização da ciclagem mecânica. As infraestruturas menos adaptadas apresentaram maior soltura do parafuso de retenção, quando submetidas ao carregamento dinâmico. A interação entre o desajuste marginal e a aplicação de forças dinâmicas é responsável pela instabilidade dos parafusos de retenção. Logo, mesmo que a cinta metálica pré-fabricada não seja considerada uma vantagem em relação ao desajuste marginal, sua utilização garante melhor adaptação do parafuso protético no interior do cilindro e consequentemente, melhores resultados de torque de afrouxamento dos parafusos protéticos após simulação do período de 1 ano de uso clínico (Wiskott *et al.*, 1995). Tendo em vista que a soltura do parafuso protético é o problema mais comumente encontrado na proservação de próteses sobre implantes (Jemt, 1991), a utilização desses componentes pode ser considerada uma maneira de garantir maior estabilidade da junção parafusada em próteses múltiplas.

De modo geral, os resultados do presente estudo indicam que os componentes sobrefundidos apresentam comportamento mecânico superior aos inteiramente calcináveis. No entanto, estudos adicionais avaliando o comportamento biomecânico desses cilindros sobre diferentes condições de adaptação, bem como a análise da deformação concomitante à ciclagem mecânica, poderão complementar e auxiliar na determinação da relevância clínica desses achados.

Conclusões

Baseado nos resultados obtidos e dentro das limitações deste estudo pode-se concluir que:

- O benefício do cilindro utilizado depende do tipo de prótese e o componente sobre o qual o desajuste é avaliado; próteses mais extensas diminuem os efeitos benéficos da base pré-fabricada na obtenção de melhores níveis de adaptação.
- Componentes sobrefundidos permitem a obtenção de infraestruturas de próteses parciais fixas com níveis de desajuste marginal aceitável.
- Componentes sobrefundidos geram maior nível de tensão e estabilidade dos parafusos protéticos que os totalmente calcináveis.
- A ciclagem mecânica não influencia o desajuste e a tensão de próteses multiplas, mas reduz o torque de afrouxamento em infraestruturas com maiores níveis de desadaptação.
- Não existe correlação entre o desajuste vertical decorrente da fundição e a tensão introduzida sobre o sistema. Contudo, há forte relação entre o desajuste marginal e o torque de afrouxamento dos parafusos protéticos, mediante ciclagem mecânica.

*Referências **

- Abduo J, Bennani V, Lyons K, Waddell N, Swain M. A novel in vitro approach to assess the fit of implant frameworks. *Clin Oral Implants Res.* 2011; 22(6): 658-63b.
- Abduo J, Bennani V, Waddell N, Lyons K, Swain M. Assessing the fit of implant fixed prostheses: a critical review. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2010; 25(3): 506-15.
- Abduo J, Bennani V, Waddell N, Swain M. Fit of screw-retained fixed implant frameworks fabricated by different methods: a systematic review. *Int J Prosthodont.* 2011; 24(3): 207-20a.
- Abduo J, Lyons K. Effect of vertical misfit on strain within screw-retained implant titanium and zirconia frameworks. *J Prosthodont Res.* 2012; 56(2): 102-9.
- Abduo J, Swain M. Influence of vertical misfit of titanium and zirconia frameworks on peri-implant strain. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2012; 27(3): 529-36.
- Akca K, Cehreli MC, Iplikcioglu H. A comparison of three-dimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on dental implants. *Int J Prosthodont.* 2002; 15(2): 115-21.
- al-Turki LE, Chai J, Lautenschlager EP, Hutten MC. Changes in prosthetic screw stability because of misfit of implant-supported prostheses. *Int J Prosthodont.* 2002; 15(1): 38-42.
- Assif D, Marshak B, Schmidt A. Accuracy of implant impression techniques. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996; 11(2): 216-22.

* De acordo com a norma da FOP/UNICAMP, baseadas na norma do International Committee of Medical Journal Editors – Grupo de Vancouver. Abreviatura dos periódicos em conformidade com o “Medline”.

Bhering CL, Takahashi JM, Luthi LF, Henriques GE, Consani RL, Mesquita MF. Influence of the casting technique and dynamic loading on screw detorque and misfit of single unit implant-supported prostheses. *Acta Odontol Scand*. 2013; 71(3-4): 404-9.

Bickford JH. In: An introduction to the Designs and Behavior of Bolted Joints. 3rd edition New York: Marcel Dekker, 1995.

Binon PP. The effect of implant/abutment hexagonal misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont*. 1996; 9(2): 149-60.

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

Burguete RL, Johns RB, King T, Patterson EA. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. *J Prosthet Dent*. 1994; 71(6): 592-9.

Byrne D, Jacobs S, O'Connell B, Houston F, Claffey N. Preloads generated with repeated tightening in three types of screws used in dental implant assemblies. *J Prosthodont*. 2006; 15(3): 164-71.

Byrne D, Houston F, Cleary R, Claffey N. The fit of cast and premachined implant abutments. *J Prosthet Dent*. 1998; 80(2): 184-92.

Cantwell A, Hobkirk JA. Preload loss in gold prosthesis-retaining screws as a function of time. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004; 19(1): 124-32.

Cibirka RM, Nelson SK, Lang BR, Rueggeberg FA. Examination of the implant-abutment interface after fatigue testing. *J Prosthet Dent*. 2001; 85(3): 268-75.

Clelland NL, Gilat A, McGlumphy EA, Brantley WA. A photoelastic and strain gauge analysis of angled abutments for an implant system. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1993; 8(5): 541-8.

Clelland NL, van Putten MC. Comparison of strains produced in a bone simulant between conventional cast and resin-luted implant framework. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1997; 12(6): 793-9.

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

Del'Acqua MA, Arioli-Filho JN, Compagnoni MA, Mollo F de A Jr. Accuracy of impression and pouring techniques for an implant-supported prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2008; 23(2): 226-36.

Farina AP, Spazzin AO, Pantoja JM, Consani RL, Mesquita MF. An in vitro comparison of joint stability of implant-supported fixed prosthetic suprastructures retained with different prosthetic screws and levels of fit under masticatory simulation conditions. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2012; 27(4): 833-8.

Hollister, GS. *Experimental Stress Analysis: Principles and methods* New York: Cambridge University Press, 1967; 321

Hollweg H, Jacques LB, da Silva Moura M, Bianco VC, Souza EA, Rubo JH. Deformation of implant abutments after framework connection using strain gauges. *J Oral Implantol*. 2012; 38(2): 125-32.

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

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.

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

Jemt T, Back T, Petersson A. Precision of CNC-milled titanium frameworks for implant treatment in the edentulous jaw. Int J Prosthodont. 1999; 12(3): 209-15.

Jemt T, Lie A. Accuracy of implant-supported prostheses in the edentulous jaw: analysis of precision of fit between cast gold-alloy frameworks and master casts by means of a three-dimensional photogrammetric technique. Clin Oral Implants Res. 1995; 6(3): 172-80.

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

Karl M, Holst S. Strain development of screw-retained implant-supported fixed restorations: procera implant bridge versus conventionally cast restorations. Int J Prosthodont. 2012; 25(2): 166-9.

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

Luthi LF. Desajuste marginal e influência na pré-carga de parafusos e nas tensões induzidas às fixações de pilares metaloplásticos sobre-fundidos. [Dissertação de Mestrado]. Piracicaba: FOP/UNICAMP; 2010.

McGlumphy EA, Mendel DA, Holloway JA. Implant screw mechanics. Dent Clin North Am. 1998; 42(1): 71-89.

Millington ND, Leung T. Inaccurate fit of implant superstructures. Part 1: Stresses generated on the superstructure relative to the size of fit discrepancy. Int J Prosthodont. 1995; 8(6): 511-6.

Parel SM. Modified casting technique for osseointegrated fixed prosthesis fabrication: a preliminary report. Int J Oral Maxillofac Implants. 1989; 4(1): 33-40.

Perry CC, Lissner HR *The Strain gage Primer*. 2nd ed. New York: McGraw-Hill, 1955. 332.

Riedy SJ, Lang BR, Lang BE. Fit of implant frameworks fabricated by different techniques. *J Prosthet Dent.* 1997; 78(6): 596-604.

Rodrigues SA. Efeito do desajuste marginal, tipo de soldagem e material do parafuso sobre a força de destorque de parafusos protéticos e tensões induzidas aos pilares. [Dissertação de Mestrado]. Piracicaba: FOP/UNICAMP; 2012.

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.

Sahin S, Cehreli MC, Yalcin E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses-a review. *J Dent.* 2002; 30(7-8): 271-82.

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

Sevimay M, Usumez A, Eskitascioglu G. The influence of various occlusal materials on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: a three-dimensional finite-element study. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2005; 73(1): 140-7.

Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent.* 1983; 49(6): 843-8.

Spazzin AO, Henrique GE, Nobilo MA, Consani RL, Correr-Sobrinho L, Mesquita MF. Effect of retorque on loosening torque of prosthetic screws under two levels of fit of implant-supported dentures. *Braz Dent J.* 2010; 21(1): 12-7.

The glossary of prosthodontic terms. *J Prosthet Dent.* 2005; 94(1): 10-92.

Tiossi R, Falcão-Filho H, Aguiar Júnior FA, Rodrigues RC, Mattos Mda 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.

Tramontino VS. Próteses fixas implanto-retidas: influência do pilar intermediário e dos ciclos de cocção da cerâmica nos desajustes e nas tensões induzidas às fixações. [Dissertação de Mestrado]. Piracicaba: FOP/UNICAMP; 2008.

Tramontino VS, Daroz LGD, Luthi LF, Mesquita MF, Nóbilo MAA, Henriques GEP. Correlação entre o desajuste marginal e a tensão gerada sobre os implantes. *Revista da Faculdade de Odontologia - UPF.* 2009; 14(1): 47-50.

Turcio KH, Goiato MC, Gennari Filho H, dos Santos DM. Photoelastic analysis of stress distribution in oral rehabilitation. *J Craniofac Surg.* 2009; 20(2): 471-4.

Apêndice

Detalhamento da Metodologia

Obtenção das infraestruturas e confecção dos modelos

Para a realização deste estudo foram utilizados análogos modificados de mini pilar usinados em titânio, análogos de implantes (HE 4.1mm), análogos convencionais de mini pilar, mini pilares (*Mini Abutment* - HE 4.1 x 2mm), cilindros calcináveis, cilindros para sobrefundição em liga de CoCr e parafusos protéticos de titânio (SIN – Sistema de Implante, São Paulo, Brasil).

Modelos mestres metálicos, contendo 2 ou 5 análogos de mini pilar, foram usinados em aço inoxidável de acordo com cada uma das situações clínicas avaliadas (PPF e PTF) (Figuras 1 A e B). Os pilares foram denominados como Pilar A e B (PPF), e Pilar A, B, C, D, E (PTF) no sentido anti-horário (Figura 1 A e B).

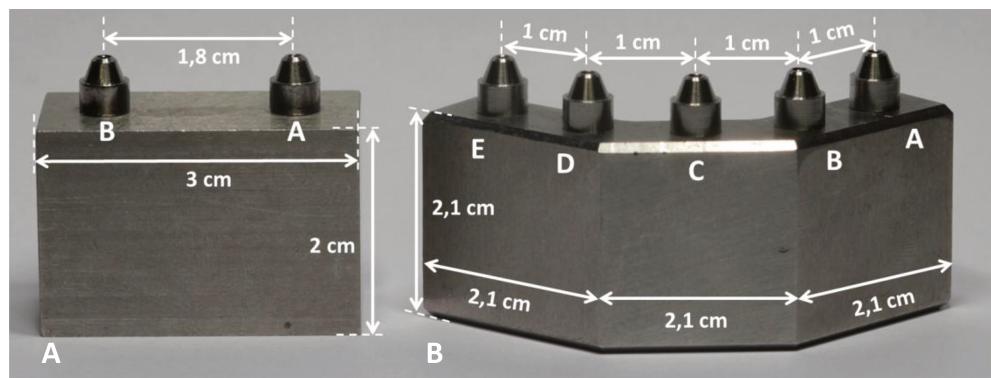


Figura 1 – Matriz metálica – PPF (A), PTF (B).

Para a obtenção das infraestruturas de PPF um enceramento padrão foi confeccionado em cera para escultura (Cera Yeti Thomax - Dental Produkte GmbH, Engen, Alemanha) por meio da técnica de enceramento progressivo, simulando uma prótese parcial fixa de primeiro pré-molar a primeiro molar inferior para cada tipo de pilar protético (calcinável e sobrefundido) avaliado (Figura 2 A e B).

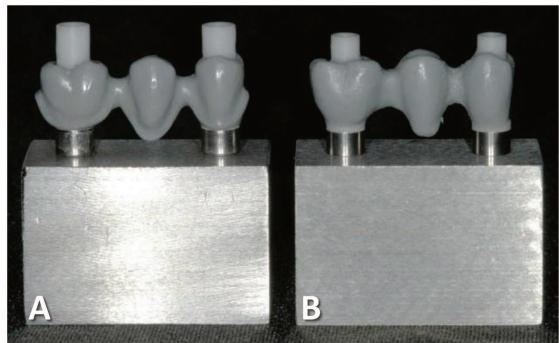


Figura 2 – Enceramento padrão PPF – Cilindro para sobrefundição (A),
Cilindro calcinável (B).

Já para a obtenção das infraestruturas de PTF, cilindros calcináveis ou para sobrefundição foram parafusados aos análogos de mini pilar do modelo mestre e bastões de resina acrílica de baixa contração (Duralay II - DuraLay, Reliance Dental Mfg Co., Chicago, USA) com espessura de 5 mm foram unidos aos mesmos por meio da técnica de Nealon, visando a obtenção de um enceramento padrão para cada tipo de pilar protético.

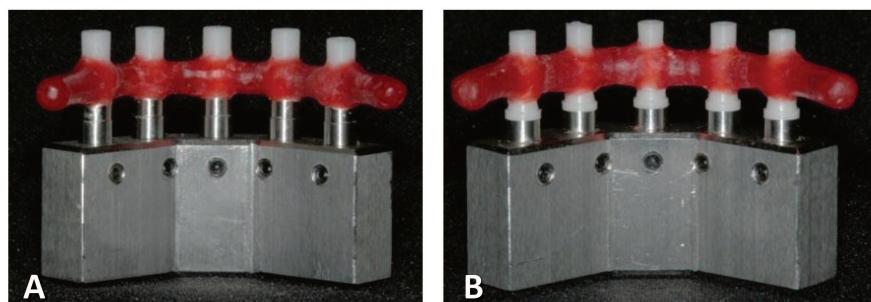


Figura 3 – Enceramento padrão PTF – Cilindro para sobrefundição (A), Cilindro calcinável (B).

Os enceramentos mestres foram moldados com silicone de adição (Flexitime Easy Putty Correct Flow - Heraeus-Kulzer, Hanau, Alemanha) com o intuito de se obter uma matriz para padronização das infraestruturas a serem enceradas (Figura 4 A e B).

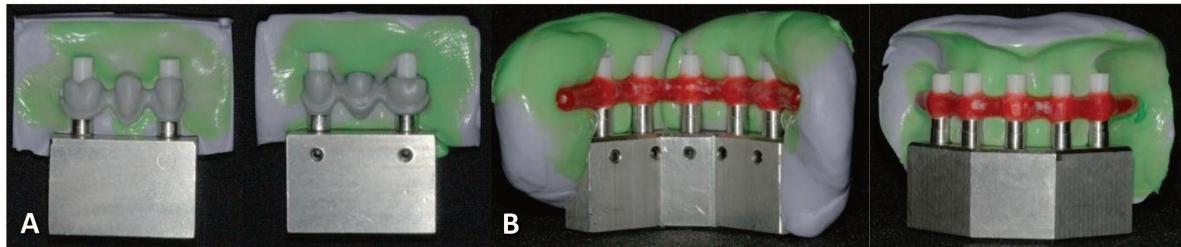


Figura 4 – Matriz em silicone a partir dos enceramentos padrão – PPF (A), PTF (B).

Foram confeccionadas infraestruturas para cada design (PPF e PTF) e tipo de pilar protético em resina acrílica de baixa contração (Figura 5 A-D). Após a obtenção das infraestruturas enceradas, as mesmas foram reposicionadas no modelo mestre, seccionadas com disco de aço monoface na região entre pré-molares para a PPF e entre os pilares B e C para as PTF, e unidas novamente com resina acrílica.

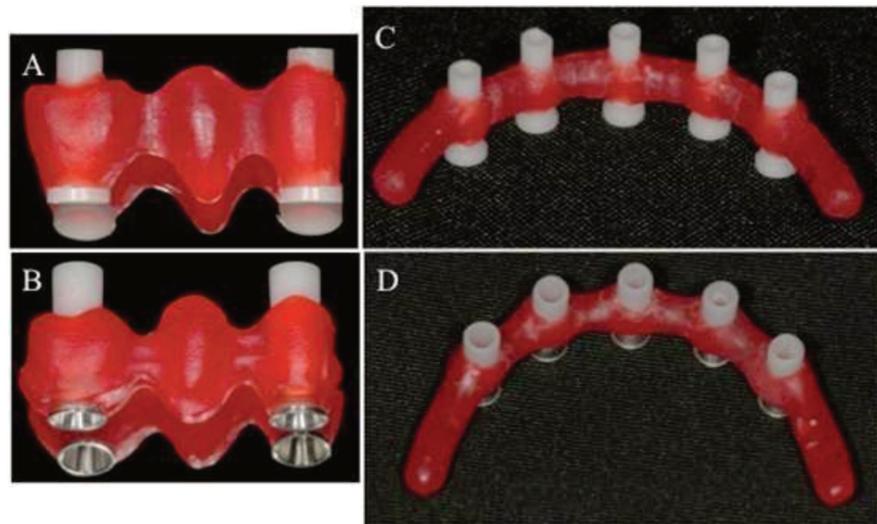


Figura 5 – Enceramento – PPF calcinável (A), PPF sobrefundida (B), PTF calcinável (C), PTF sobrefundida (D).

A partir das infraestruturas enceradas, os modelos de trabalho foram confeccionados. Para tal, os análogos de implantes foram fixados aos mini pilares, os quais foram parafusados às infraestruturas em resina acrílica por meio de parafusos de retenção. Com o auxílio de um delineador, o conjunto foi posicionando perpendicularmente ao solo e incluído em blocos de resina acrílica (Class Mold – Clássico, São Paulo, Brasil) previamente fabricados com perfurações nas regiões correspondentes aos análogos, e com as mesmas dimensões do modelo mestre metálico, sendo utilizada a técnica de Nealon até o preenchimento completo das perfurações (Figura 6 A e B).

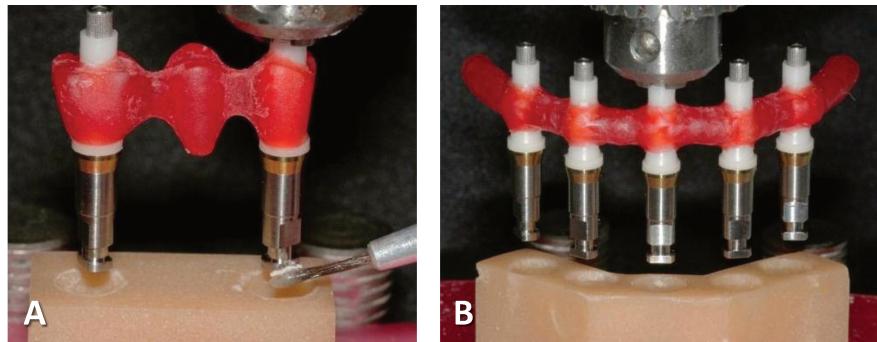


Figura 6 – Confecção dos modelos de trabalho – PPF (A), PTF (B).

Os modelos para a análise extensométrica foram confeccionados de maneira similar, entretanto as infraestruturas enceradas foram fixados à análogos modificados de mini pilar (Figura 7) por meio de parafusos de retenção. Com o auxílio de um delineador, o conjunto foi posicionando perpendicularmente ao solo e incluído em uma matriz de silicone com as mesmas dimensões do modelo mestre, a qual foi preenchida com gesso pedra tipo IV (Durone IV, Dentsply, Nova York, Estados Unidos) (Figura 8).



Figura 7 – Análogo convencional de mini pilar (superior); Análogo modificado de mini pilar (inferior).

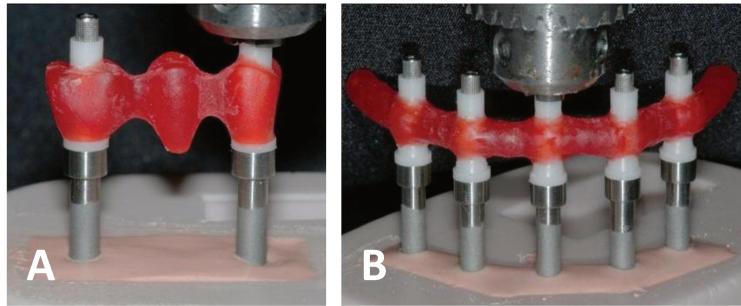


Figura 8 – Confecção dos modelos de gesso – PPF (A), PTF (B).

Após a obtenção dos modelos as infraestruturas enceradas foram fundidas ou sobrefundidas em liga de CoCr (Starloy C – Degudent,Dentsply, Hanau-Wolfgang, Germany). Em seguida, as infraestruturas foram jateadas com partículas de óxido de alumínio de $100\mu\text{m}$, a uma pressão de $0,55\text{MPa}$. As infraestruturas receberam acabamento e polimento com brocas de tungstênio em baixa rotação, exceto na região da cinta dos componentes.

Avaliação do torque de afrouxamento

O aperto e soltura foram realizados a partir de uma sequência pré-estabelecida, sendo os procedimentos executados primeiro no componente referente à região de pré-molar (pilar A), e depois no componente em região de molar (pilar B) para os grupos de

PPF. Para PTFs foram realizados primeiro nos componentes das extremidades (pilar A e pilar E), seguido dos componentes intermediários (pilar B e pilar D) e do componente em região central (pilar C). As leituras foram realizadas em todos os pilares, sendo obtido um valor médio por amostra. As avaliações foram realizadas em ambos os componentes, mini pilar e parafuso protético.

Os parafusos protéticos receberam torque de apertamento de 10 Ncm, enquanto os mini pilares receberam torque de apertamento de 20 Ncm, utilizando torquímetro digital com precisão de 0,1 Ncm (Torque Meter TQ-8800 – Lutron, Taipei, Taiwan) acoplado a um dispositivo que permitiu o seu posicionamento paralelo ao longo eixo dos parafusos protéticos e dos parafusos de mini pilar (Figura 9).



Figura 9 – Torquímetro digital e dispositivo de posicionamento.

As amostras foram submetidas à avaliação da força de torque de afrouxamento em dois momentos, 24 horas após o apertamento dos componentes (torque de afrouxamento inicial) e após a realização da ciclagem mecânica (torque de afrouxamento final).

Avaliação do desajuste marginal vertical

Previamente a realização das aferições de desajuste marginal vertical foi realizada a padronização da leitura e calibração do avaliador (coeficiente de correlação

intraclass = 0,997). As leituras foram padronizadas na porção central da plataforma do mini pilar, sendo realizadas no mesmo local e pelo mesmo avaliador em ambos os modelos (gesso e trabalho).

As avaliações do desajuste marginal vertical foram realizadas seguindo o protocolo de aperto do parafuso único para teste de passividade de estruturas sobre implantes (Sartori *et al.*, 2004; Spazzin *et al.*, 2010). A infraestrutura protética foi posicionada sobre o modelo e o parafuso protético da extremidade da infraestrutura foi parafusado (pilar A), com torque de 10 Ncm, sendo a avaliação do desajuste marginal realizada no retentor em alça (pilar B) (Jemt, 1991; Kan *et al.*, 1999; Sartori *et al.*, 2004), nas faces vestibular e lingual, em posições diametralmente opostas. No caso das PTFs, as leituras foram efetuadas, nas faces vestibular e lingual dos pilares C e E, após a aplicação do torque de 10 Ncm no parafuso protético do pilar A. O procedimento foi realizado nas duas extremidades das infraestruturas, na interface entre a base do cilindro protético da infraestrutura e a plataforma do mini pilar (modelo de trabalho) ou análogo modificado (modelo de gesso), sendo obtido um valor médio de desajuste marginal vertical por peça protética.

As amostras foram avaliadas com relação ao desajuste marginal, antes e após a realização da ciclagem mecânica utilizando microscópio de aferição com precisão de 1,0 μ m e aumento de 120 vezes (UHL VMM-100-BT; Reino Unido), equipado com câmera digital (KC-512NT – Kodo BR Eletrônica Ltda, São Paulo, Brasil) e unidade analisadora (QC 220-HH Quadra-Check 200 – Metronics Inc., Bedford, Estados Unidos) (Figura 10).



Figura 10 – Microscópio de aferição e unidade analisadora.

Ciclagem mecânica

Após a realização das análises iniciais as amostras foram submetidas a 10^6 ciclos mecânicos (Wiskott *et al.*, 1995), realizados com 2 Hz de frequência (ISO 14801, 2007), imersas em saliva artificial (1.5mM Ca, 3.0mM P, 20.0mM NaHCO₃, pH 7.0), em temperatura de 37°C e sob carga compressiva de 280N (Mericske-Stern *et al.*, 1995) aplicada em inclinação de 30° (ISO 14801-2007) sobre a superfície oclusal do Pilar B (PPF) ou Pilar E (PTF) (Figura 11), em Simulador de Fadiga Mecânica (modelo ER – 11000 – Plus, ERIOS, São Paulo, Brasil).



Figura 11 – Aplicação da carga no Simulador de Fadiga Mecânica – Pilar B (PPF).

Análise de tensão

As análises de tensão foram realizadas por meio do método de extensometria. A distribuição das estruturas para análise e a sequência de aperto e soltura dos parafusos protéticos, foi realizada na mesma ordem, conforme descrito anteriormente.

As tensões foram avaliadas em modelos de mesmas dimensões do modelo mestre confeccionados em gesso pedra tipo IV (Durone IV, Dentsply, Nova York, Estados Unidos), mas com réplicas modificadas de análogos de mini pilar para possibilitar o posicionamento dos extensômetros (Figura 12).

Após a obtenção do modelo de tensão, cada infraestrutura foi avaliada quanto à adaptação. Em seguida, um extensômetro elétrico de resistência – *strain gauge* (PA-06-

060-BG-350L – Excel Sensores Ltda, Embu, São Paulo) foi colado na superfície de cada análogo modificado e realizou-se soldagem dos fios nos terminais coláveis de ligação (Excel Sensores Ltda, Embu, São Paulo), configurando um circuito elétrico em 1/4 de ponte de Wheatstone (Figura 13).

A tensão foi calculada a partir da leitura das deformações elásticas sofridas pelos análogos modificados utilizando o equipamento ADS 2000 (Lynx Tecnologia Eletrônica Ltda, São Paulo, Brasil) (Figura 14).

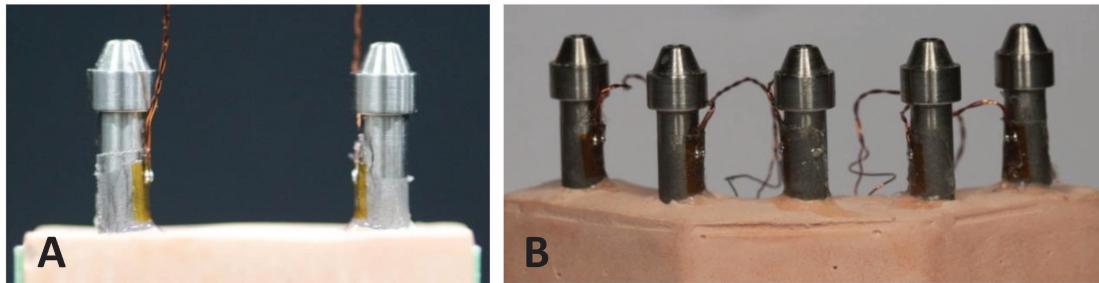


Figura 12 – Posicionamento dos extensômetros nos análogos modificados – PPF (A); PTF (B).

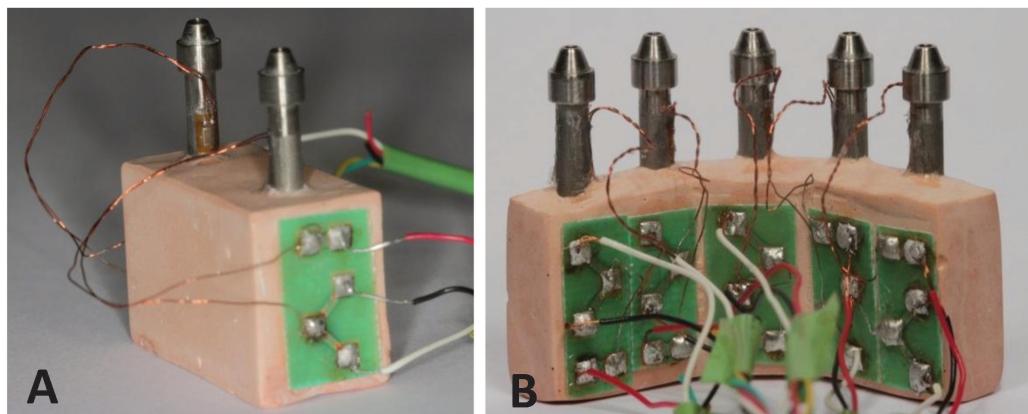


Figura 13 – Circuito elétrico em 1/4 de Ponte de Wheatstone – PPF (A); PTF (B).



Figura 14 – Equipamento para análise de tensão - ADS 2000.

Anexo 1

Comprovação da submissão do artigo – Capítulo 1

The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants

Overview | Log out

Submitted manuscripts – see progress

3440 The masticatory simulation effect on strain and misfit of casted implant-supported CoCr frameworks 

Copyright © 2003–2012 Manuscript Manager | All rights reserved | Privacy policy | Contact support | Top of page ▲

Anexo 2

Comprovação da submissão do artigo – Capítulo 2

The screenshot shows a web-based manuscript submission system. At the top, the journal title "International Journal of Prosthodontics" is displayed. Below it is a navigation bar with "Overview" and "Log out" options. A main section titled "Submitted manuscripts – see progress" contains a single entry. The entry includes the number "3769", the title "Fit and stability of screw-retained implant-supported frameworks under masticatory simulation: influence of cylinder type", and a small "thumb up" icon to its right. At the bottom of the page, there is a copyright notice: "Copyright © 2003–2012 Manuscript Manager | All rights reserved | Privacy policy | Contact support | Top of page ▲".