

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

VANESSA SILVA TRAMONTINO MESQUITA

*AVALIAÇÃO DAS TENSÕES E DO DESTORQUE DE
PARAFUSOS: INFLUÊNCIA DO DESAJUSTE MARGINAL E DOS
TIPOS DE METAIS EM INFRAESTRUTURAS PROTÉTICAS
RETIDAS POR IMPLANTES*

Tese de Doutorado apresentada a
Faculdade de Odontologia de
Piracicaba da UNICAMP para
obtenção do título de Doutor em
Clínica Odontológica, na Área de
Prótese Dental.

Este exemplar corresponde à versão
final da Tese defendida pelo aluno, e
orientada pelo Prof. Dr. Guilherme
Elias Pessanha Henriques.

Assinatura do Orientador

Piracicaba, 2012

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA POR
MARILENE GIRELLO – CRB8/6159 - BIBLIOTECA DA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA DA UNICAMP

T684a Tramontino-Mesquita, Vanessa Silva, 1982-
Avaliação das tensões e do destorque de parafusos: influência do desajuste marginal e dos tipos de metais em infraestruturas protéticas retidas por implantes / Vanessa Silva Tramontino Mesquita. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2012.

Orientador: Guilherme Elias Pessanha Henriques.
Tese (doutorado) - Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Próteses e implantes. 2. Infraestrutura. 3. Titânio. 4. Adaptação. 5. Estresse mecânico. I. Henriques, Guilherme Elias Pessanha, 1968 II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

Informações para a Biblioteca Digital

Título em Inglês: Stress distribution and screw detorque analysis: influence of misfit and alloy types in cast implant retained frameworks

Palavras-chave em Inglês:

Prostheses and implants

Infrastructure

Titanium

Adaptation

Stress, mechanical

Área de concentração: Prótese Dental

Titulação: Doutor em Clínica Odontológica

Banca examinadora:

Guilherme Elias Pessanha Henriques [Orientador]

Luiz Geraldo Vaz

Marcelo Coelho Goiato

Mauro Antonio de Arruda Nóbilo

Rafael Leonardo Xediek Consani

Data da defesa: 10-02-2012

Programa de Pós-Graduação: Clínica Odontológica



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
Faculdade de Odontologia de Piracicaba



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de Doutorado, em sessão pública realizada em 10 de Fevereiro de 2012, considerou a candidata VANESSA SILVA TRAMONTINO MESQUITA aprovada.

A handwritten signature in black ink, belonging to Prof. Dr. Guilherme Elias Pessanha Henriques, is written above a horizontal line.

Prof. Dr. GUILHERME ELIAS PESSANHA HENRIQUES

A handwritten signature in blue ink, belonging to Prof. Dr. Luiz Geraldo Vaz, is written above a horizontal line.

Prof. Dr. LUIZ GERALDO VAZ

A handwritten signature in blue ink, belonging to Prof. Dr. Marcelo Coelho Goiato, is written above a horizontal line.

Prof. Dr. MARCELO COELHO GOIATO

A handwritten signature in black ink, belonging to Prof. Dr. Mauro Antonio de Arruda Nóbilo, is written above a horizontal line.

Prof. Dr. MAURO ANTONIO DE ARRUDA NÓBILO

A handwritten signature in black ink, belonging to Prof. Dr. Rafael Leonardo Xediek Consani, is written above a horizontal line.

Prof. Dr. RAFAEL LEONARDO XEDIEK CONSANI

Dedico esse trabalho

Ao meu esposo, **Marcelo Ferraz Mesquita**, por caminhar ao meu lado em todos os momentos e ser meu exemplo de caráter e determinação.

Esse é mais um trecho que finalizamos juntos.

Às minhas queridas **Isabela e Juliana**, filhas de meu esposo, e minhas filhas por consideração. Vocês entraram em minha vida para somar alegrias e dedicação.

Aos meus Pais **José e Maria José**, e à minha irmã **Vania**, sempre presentes em minha vida com um gesto de apoio, incentivo, esperança e muito carinho.

Aos meus sogros **Francisco e Maria do Carmo** e meus cunhados **Andréa e Erick**, presentes no nosso dia-a-dia, sempre prontos a nos receber e confortar nos momentos de cansaço, com uma conversa descontraída e muito carinho.

Vocês são a razão de todo o meu esforço.

Agradecimento Especial

Ao meu orientador **Prof. Dr. Guilherme Elias Pessanha Henriques** pela confiança em mim depositada e pela dedicação em transmitir parte de seu valioso conhecimento para que eu pudesse cumprir com esse objetivo. Muito Obrigada!

Agradecimentos

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas, representada pelo seu Diretor **Prof. Dr. Jacks Jorge Júnior** e Diretor Associado **Prof. Dr. Alexandre Augusto Zaia**, pela oportunidade da realização do Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica.

À **Profª. Drª. Renata Cunha Matheus Rodrigues Garcia**, Coordenadora Geral dos cursos de Pós-Graduação e ao **Prof. Dr. Márcio de Moraes**, Coordenador do Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica.

Aos docentes da Área de Prótese Total e Prótese Fixa da FOP/UNICAMP: **Prof. Dr. Marcelo Ferraz Mesquita**, **Prof. Dr. Rafael Leonardo Xediek Consani** e **Prof. Dr. Mauro Antonio de Arruda Nóbilo** pelo ensinamento adquirido e prazerosa convivência.

Aos funcionários do Departamento de Prótese e Periodontia da FOP/UNICAMP: **Eduardo Pinez**, **Eliete Marim** e **Ketney Lopes** pelo auxílio prestado durante o desenvolvimento deste trabalho.

Aos professores da Banca de Qualificação, **Prof. Dr. Simonides Consani**, **Prof. Dr. Mario Alexandre Coelho Sinhoreti** e **Prof. Dr. Luis Alexandre Maffei Sartini Paulillo**, que enriqueceram a versão final desse trabalho com suas observações.

À amiga **Juliana Nuñez Pantoja** pela incansável presteza, infinita solicitude e inestimável amizade. Minha sincera gratidão!

Ao tecnólogo **Hertezi Lourenço Paulino**, pela assessoria prestada no entendimento da extensometria.

À minha sócia e amiga **Luciana Kroll de Oliveira**, pelo companheirismo no dia a dia, pela paciência e pelo incentivo durante minhas ausências na Clínica para que eu pudesse me dedicar a este trabalho.

Aos meus tios e primos **Iracy, Carlos, Thiago, Carol, Vinícius, Rodrigo, Marina, Grippa, Marcelo, Eduardo, Iracema, Regina, Mariana, Lucas, Rafael, Juliana, Julio, Irma, Angela, Odilon, Roberta, Júnior, Guilherme, Julia** pela presença constante em todas as etapas importantes da minha vida.

Às minhas eternas amigas **Aline Mendonça, Carol Steiner e Danielle Valentin** pela amizade incondicional e confiança.

Aos amigos e colegas de Pós Graduação: **Andreza Dayrell, Jessica Takahashi, Maria Hummel, Leonardo Luthi, William Custódio, Guilherme Valverde, Alfonso, Carlos Eduardo, Mariana, Cláudia, Isabella Marques, Sabrina, Maíra, Carol, Brunna, Gabriela, Izabela Pereira, Ana Patrícia, Manoela, Ataís, Matheus, João Paulo, Marco Aurélio**, pela agradável convivência, aprendizado e bons momentos de descontração.

Muito Obrigada!

Epígrafe

A dúvida é o princípio da sabedoria.

Aristóteles

Resumo

O objetivo neste estudo foi avaliar a distribuição das tensões geradas aos implantes modificados, por meio de análise extensométrica e força de destorque dos parafusos de retenção protética, de acordo com o tipo de metal da infraestrutura (Titânio comercialmente puro - Ti c.p ou Cobalto-Cromo - Co-Cr) e presença ou ausência de desajuste vertical padronizado. Um modelo metálico foi confeccionado, simulando uma mandíbula edêntula. Cinco análogos de pilares *multi-unit* foram fixados ao modelo metálico, posicionados de forma a reter uma prótese fixa total sobre implantes. Dez infraestruturas em titânio c.p. e 10 infraestruturas em Co-Cr foram obtidas através de fundição em monobloco. Cada infraestrutura originou dois modelos para mensuração, um adaptado e outro desadaptado em relação aos análogos. Para a obtenção dos modelos desadaptados, anéis metálicos de espessuras conhecidas (100, 200 e 300 μm) foram posicionados entre a infraestrutura e seus análogos correspondentes. As infraestruturas foram distribuídas entre os grupos de tratamento (n=10): G1: Titânio adaptada; G2: Titânio desadaptada; G3: Co-Cr adaptada; G4: Co-Cr desadaptada. Em todos os casos, as infraestruturas foram fixadas aos análogos com torque de 10 N.cm com torquímetro digital. A força de destorque foi avaliada com torquímetro digital e o desajuste vertical, avaliado por meio de microscópio óptico (aumento de 120x), pelo teste do parafuso único. Extensometria foi utilizada para determinar as tensões geradas às fixações. As médias e desvio padrão de desajuste (μm) foram G1: 36,63 (15,84), G2: 174,45 (33,64), G3: 43,25 (14,06) e G4: 173,18 (24,45) (ANOVA e Tukey; alfa=5%), havendo diferença entre adaptados e desajuste, porém sem diferença entre Ti e Co-Cr. Não houve diferença entre os metais para tensão induzida aos implantes, mas maiores valores de desajuste promoveram maior tensão (ANOVA e Tukey; alfa=5%). Houve forte correlação positiva entre desajuste e tensão (Coeficiente de Correlação de Pearson, $r=0,7475$ e $p<0,0001$) e moderada correlação positiva entre desajuste e destorque (Coeficiente de Correlação de Pearson, $r=0,3357$ e $p=0,0341$). Para tensão e destorque, houve fraca correlação positiva

(Coeficiente de Correlação de Pearson, $r=0,2146$ e $p=0,1834$). Pode-se concluir que próteses desadaptadas, independentemente do tipo de liga, promovem aumento nos valores de tensão aos implantes, mas não influenciam na força de destorque de parafusos protéticos.

Palavras-chave: Próteses e implantes; Infraestrutura; Titânio; Adaptação; Estresse Mecânico.

Abstract

This study evaluated stress induced on the implants using strain gauges analysis, and detorque loads of titanium prosthetic screws according to the type of the framework metal (c.p. Titanium or Cobalt-Chromium) and to the presence or absence of misfit. A metallic master model was fabricated, simulating an edentulous patient mandible. Five multi-unit abutment analogues were fixed on the master model, placed as though they would support a total fixed prosthesis. Ten c.p. titanium and 10 cobalt-chromium frameworks were obtained by 1-piece casting. Each framework created 2 measurement models, one passive fitted and the other misfitted to the analogues. To obtain the misfitted measurement models, metallic rings with known thickness (100, 200 and 300 μm) were positioned between the framework and its analogues. Frameworks were distributed to treatment groups (n=10): G1: Titanium Passive Fit; G2: Titanium Misfit; G3: Cobalt-Chromium Passive Fit; and G4: Cobalt-Chromium Misfit. All infrastructures were screwed to their analogues using a digital torquimeter, with a torque of 10 N.cm. Detorque was assessed with a digital torquimeter, and misfit was evaluated by an optical microscope (120 X) according to the one-screw test. Strain gauges were used to determine stress generated on the fixations. Misfit mean values (μm) were G1: 36.63 (15.84), G2: 174.45 (33.64), G3: 43.25 (14.06) e G4: 173.18 (24.45), presenting difference between passive fit and misfit however no difference was found between the metals (ANOVA and Tukey; $\alpha=5\%$). There was no difference between materials for stress induced upon implants, but a higher level of misfit promoted higher values of stress (ANOVA and Tukey; $\alpha=5\%$). There was a strong positive correlation between fit and stress (Pearson's Correlation Coefficient, $r=0.7475$ and $p<0.0001$), and a moderate correlation between fit and detorque (Pearson's Correlation Coefficient, $r=0.3357$ and $p=0.0341$). For stress and detorque, there was a weak positive correlation (Pearson's Correlation Coefficient, $r=0.2146$ and $p=0.1834$).

Misfitted prostheses, regardless of the metal type, promote high rates of stress to the implants, but do not influence the detorque of prosthetic screws.

Key-Words: Prostheses and Implants; Infrastructure; Titanium; Fit; Mechanical Stress

Sumário

	Página
1.Introdução.....	01
2.Capítulo 1: Stress distribution and screw detorque analysis: influence of misfit and alloy types in cast implant retained frameworks.....	04
3.Considerações Gerais.....	20
4. Conclusão.....	26
5. Referências.....	27
6. Apêndice.....	29

Introdução

Em busca de melhor qualidade de vida, muitos pacientes procuram por reabilitações dentárias através de sistemas de próteses implanto-suportados (Packer *et al.*, 2009; Brennan *et al.*, 2010). As inúmeras variáveis que levam ao sucesso ou fracasso dessas reabilitações são estudadas na busca pelo melhor resultado com a maior longevidade possível.

Desta forma, os estudos do assentamento passivo das infraestruturas protéticas sobre os implantes têm se mostrado fundamentais no desenvolvimento de técnicas que possibilitem sucesso para esse tipo de reabilitação (Spazzin *et al.*, 2009; Jemt, 1991; Behr *et al.*, 1998; al-Turki *et al.*, 2002; Karl *et al.*, 2009).

O assentamento passivo de uma prótese implanto-retida é assunto largamente discutido, devido à dificuldade de sua obtenção. Desta forma, ele é definido por Millington & Leung (1995) como a situação onde a infraestrutura protética se adapta com menor desajuste marginal possível ao *abutment*, sem gerar tensões ao implante e ao tecido ósseo adjacente. Patterson (1995) definiu como a situação em que não há desajuste entre a superfície de assentamento da prótese e seu intermediário sobre o implante, e sem tensões desfavoráveis. A adaptação precisa entre a plataforma do implante e seu *abutment*, assim como a adaptação entre o *abutment* e a base da infraestrutura protética, são fatores importantes na determinação do sucesso em longo prazo de restaurações implanto-suportadas (Watanabe *et al.*, 2000). Sabe-se que mesmo quando realizados cuidadosamente, os procedimentos necessários para a confecção de próteses implanto-suportadas podem levar a desajustes (Spazzin *et al.*, 2009; Spazzin *et al.*, 2010; Nuñez-Pantoja *et al.*, 2011; Nakaoka *et al.*, 2011). Desajustes podem ser considerados uma realidade clínica quando as infraestruturas são obtidas a partir de fundição (Spazzin *et al.*, 2009; Wee *et al.*, 1999). Desta forma, Jemt definiu, em 1991, o assentamento passivo como o menor nível de desajuste que não causa complicações clínicas em longo prazo, sugerindo 150 µm como um valor aceitável.

Sabe-se que a ausência de passividade pode levar a falhas biológicas, como falência da osseointegração e perda óssea marginal, e falhas mecânicas, como fratura de parafusos protéticos, do implante ou da infraestrutura protética (Spazzin *et al.*, 2009; Jemt 1991; Behr *et al.*, 1998; al-Turki *et al.*, 2002). Portanto, muitas são as tentativas de avaliá-la e minimizá-la.

Uma das técnicas utilizadas para a avaliação do assentamento passivo de uma infraestrutura é a visualização de sua adaptação marginal vertical em microscópio ótico com o parafusamento de um retentor e verificação do desajuste vertical formado no retentor oposto, conhecida por técnica do parafuso único (Sartori *et al.*, 2004).

Uma das complicações geralmente reportadas em reabilitações com implantes é a instabilidade ou perda do parafuso protético (Jemt, 1991; Behr *et al.*, 1998; al-Turki *et al.*, 2002; Jemt *et al.*, 1992; Naert *et al.*, 1992; Jemt *et al.*, 1993; Jemt, 1994; Kallus & Bessing, 1994; Kim *et al.*, 2011). O profissional ou o paciente nem sempre percebem a soltura de um parafuso protético, e essa perda pode sobrecarregar os outros parafusos ou todo o sistema prótese-implante (Spazzin *et al.*, 2009).

Além do desajuste vertical, outros fatores podem estar associados à perda de um parafuso protético: carregamentos oclusais cíclicos que induzem micro-movimentações, friccionando a superfície entre o parafuso e o assentamento protético (Jornéus *et al.*, 1992; Duyck *et al.*, 1997; Cantwell & Hobkirk, 2004), ajuste ou perda de pressão do parafuso (Jornéus *et al.*, 1992; Siamos *et al.*, 2002; Byrne *et al.*, 2006), além de diferenças em forma e material dos parafusos ou da infraestrutura protética (Spazzin *et al.*, 2009; Yousef *et al.*, 2005). Na tentativa de reduzir a perda de parafusos, Siamos *et al.* (2002) sugeriu o retorque dos parafusos protéticos 10 minutos após o torque inicial para aumentar a estabilidade do sistema.

Inicialmente, as infraestruturas protéticas eram confeccionadas em ligas preciosas (Branemark, 1983). Porém, devido ao alto custo desses metais, as infraestruturas começaram a ser fundidas com ligas alternativas como cobalto-cromo ou níquel-cromo. Essas ligas apresentam algumas desvantagens como baixa resistência à corrosão, adaptação marginal insuficiente e possíveis reações alérgicas a elementos

como o níquel. Com a intenção de minimizar estes problemas, os pesquisadores começaram a realizar estudos sobre o uso de titânio (Wang & Fenton, 1996; Bridgeman *et al.*, 1997; Tse *et al.*, 2006; Nuñez-Pantoja *et al.*, 2011; Nakaoka *et al.*, 2011; Nuñez *et al.*, 2011). O titânio apresenta excelente biocompatibilidade, baixa densidade, resistência à corrosão, baixo custo e baixa condutividade térmica. Outra característica importante do titânio é ser mais resiliente do que o Co-Cr (Torres, 2007), que poderia influenciar a distribuição de tensões pelo sistema prótese-implante durante a fixação da prótese.

Contudo, esse metal é difícil de fundir e soldar devido principalmente à necessidade de gás inerte durante esses procedimentos para não contaminá-lo (Nuñez-Pantoja *et al.*, 2011; Nuñez *et al.*, 2011; Taira *et al.*, 1989; Lautenschlager & Monaghan, 1993; Chai & Stein, 1995; Wang & Fenton, 1996).

Desta forma, com o intuito de avaliar a distribuição de tensões e destorque de parafusos comparando infraestruturas confeccionadas em titânio c.p. e em Co-Cr, além de observar o efeito de desajustes verticais nestas infraestruturas, neste trabalho o objetivo foi estudar duas hipóteses:

- 1) A estrutura metálica de titânio c.p. mostraria menores níveis de tensão e desajuste que a de Co-Cr;
- 2) Maiores valores médios de desajuste promoveriam maiores níveis de tensões às fixações, com consequente diminuição na força de destorque.

Capítulo

Esta tese de doutorado está baseada na Resolução CCPG/002/06 UNICAMP que regulamenta o formato alternativo para dissertações de Mestrado e teses de Doutorado. Um capítulo contendo um artigo científico compõe esta tese de Doutorado, conforme descrito abaixo:

Capítulo 1: Stress distribution and screw detorque analysis: influence of misfit and alloy types in cast implant retained frameworks

Artigo redigido e formatado nas normas do periódico **Journal of Oral Rehabilitation**

Capítulo 1

Stress distribution and screw detorque analysis: influence of misfit and alloy types in cast implant retained frameworks

Running title: Stress and screw detorque in implant frameworks

Key Words: Titanium structures, Cobalt-Chromium structures, misfit, strain gauges, detorque

Authors:

Tramontino-Mesquita, Vanessa Silva; Piracicaba Dental School, Department of Prosthodontics and Periodontology

Núñez-Pantoja, Juliana Maria Costa; Piracicaba Dental School, Department of Prosthodontics and Periodontology

Mesquita, Marcelo Ferraz; Piracicaba Dental School, Department of Prosthodontics and Periodontology

Henriques, Guilherme Elias Pessanha; Piracicaba Dental School, Department of Prosthodontics and Periodontology.

Abstract

This study evaluated stress induced on the implants using strain gauges analysis, and detorque loads of titanium prosthetic screws according to the detorque technique due to the type of the framework alloy and to the presence or absence of misfit. A metallic master model was fabricated, simulating an edentulous patient mandible. Five multi-unit abutments analogues were fixed on the master model, placed as though they would support a total fixed prosthesis. Ten c.p titanium and 10 cobalt-chromium frameworks were obtained by 1-piece casting. Each framework created 2 measurement models, one passive fitted and the other misfitted to the analogues. To obtain the misfitted measurement models, metallic rings were positioned between the framework and its analogue. Frameworks were distributed to treatment groups (n=10): G1: Titanium Passive Fit; G2: Titanium Misfit; G3: Co-Cr Passive Fit; and G4: Co-Cr Misfit. Strain gauges were used to determine stress generated upon the implants. Detorque was assessed with a digital torquimeter, and misfit was evaluated by an optical microscope according to the one-screw test. Misfit mean values (μm) were G1: 36.63 (15.84), G2: 174.45 (33.64), G3: 43.25 (14.06) e G4: 173.18 (24.45), presenting difference between passive fit and misfit however no difference was found between the metals (ANOVA and Tukey; $\alpha=5\%$). There were no differences between materials for stress induced upon implants, but a higher level of misfit promotes higher values of stress. There were positive correlations between fit and stress, and between fit and detorque. For stress and detorque, there was a weak correlation. Misfitted prostheses, regardless of the metal used for framework confection, promote high rates of stress to the implants, but do not influence the detorque of prosthetic screws.

Introduction

The success of treatment with osseointegrated implants is a consensus in the international literature [1-5]. There is an intimate relationship between passive fit and implant survival [1-5]. In 1991, Jemt [6] defined passive fit as the misfit level that does

not cause any long-term clinical complications, suggesting 150 µm as an acceptable misfit level. Patterson (2000) [7] defined it as the state in which there is no gap between the bearing surface of a fastened framework and its abutments with any unfavourable strain.

It is known that even when performed carefully, the procedures required to construct the implant-supported prostheses may cause some misfit levels [1,4,8,9]. So, nowadays, misfits can be considered a clinical reality when frameworks are obtained via casting procedures [1,10].

Considerable levels of misfit in the implant-supported system can cause damage to osseointegration, to prostheses screws, or to other components of the system. In other words, it can result in mechanical and biological problems [1,6,11,12] due to the stress on the system. Multiple implant-prostheses that do not have passive adaptation to implants can generate static residual stresses, whose magnitudes depend on the amplitude of the misfit [13,14].

One of the complications frequently reported in rehabilitations with implants is the instability or loosening of prosthetic screws [6,11,12,15-20]. The professional or patient does not always perceive the loosening of a prosthetic screw, and this loss can overload the other screws or the entire system [1].

In addition to prostheses misfit, other factors may be associated with the loosening of a prosthetic screw, for example: cyclic occlusal loads that induce micro motions, abrading the surface between the screw and prosthetic coping [21-23]; settlement or relaxation of the screw [21,24,25]; and even differences in shape or material of screws or prosthetic frameworks [1,26]. In attempt to reduce the loosening of screws, Siamos *et al.* (2002) [24] suggested the retorque of the prosthetic screws 10 minutes after the initial torque to increase the stability of the system.

Initially the prosthetic frameworks were made from precious alloys [27]. However due to the high cost of such alloys, the frameworks began to be casted from alternative alloys, such as Co-Cr or Ni-Cr. These alloys present some disadvantages, including low corrosion resistance, insufficient cervical fit and possible allergic reactions to elements such as nickel. In order to solve these problems, studies about

the use of titanium commenced [8,9,28]. Titanium exhibits excellent biocompatibility, corrosion resistance, desirable physical properties, low cost, low density and low thermal conductivity. However, this metal is difficult to cast and to weld [8,28-32].

Given the facts, two hypotheses are proposed, in this study: 1. The c.p. Titanium will show lower levels of stress and misfit than Co-Cr alloy; 2. Higher values of misfit will show higher levels of stress to the fixations and a decrease in detorque force.

Materials and Methods

A metallic master model was fabricated, simulating an edentulous patient mandible. Five multi-unit abutments analogues were fixed on the master model, placed as though they would support a total fixed prosthesis. The analogues were named A, B, C, D and E, where “A” was the most distal in the right position and “E” was the most distal in the left position (Figure 1).



Figure 1. Metallic master model.

The positioning of the analogues in the master model was transferred to preliminary stone casts (type IV), which were used to wax the frameworks. Each framework was waxed over a stone cast. Ten c.p. titanium frameworks and 10 cobalt-chromium frameworks were obtained by 1-piece casting.

Each framework created 2 different measurement models, one fitted and the other misfitted to the analogues. To obtain the fitted measurement models, the analogues were screwed to the framework and were positioned into a mould containing type IV stone. To obtain the misfitted measurement models, misfitting

metallic rings were positioned between the framework and its analogue [1]. The thickness of the rings was known (100, 200 and 300 μm) [4] in order to standardise the misfit acquired in all of the frameworks (Figure 2).

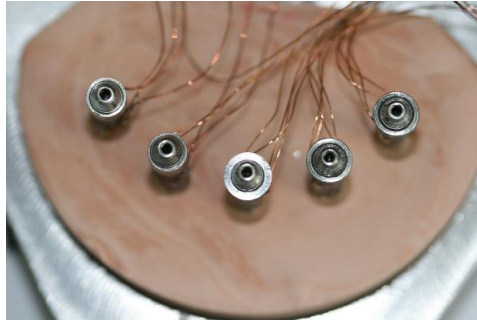


Figure 2. Metallic rings positioned over “C”, “D” and “E” implant analogues

The ring of 100 μm was placed over the “C” analogue, the ring of 200 μm was placed over the “D” analogue, and the ring of 300 μm was placed over the “E” analogue. The aim of the measurement models (Figure 3) was to compensate possible distortions caused by the impression or the casting procedures, which could distort the results.



Figure 3. Confection of a measurement model with metallic rings

The frameworks were distributed according to the treatment groups (n=10): G1: Titanium passive fit; G2: Titanium Misfit; G3: Co-Cr passive fit; and G4: Co-Cr misfit.

The implant analogues used in the fabrication of the measurement models were modified (Figure 4) to allow for the placement of strain gauges on the surface of the body of the analogue, instead of positioning the strain gauges on the surface of the master model. The modified analogues were confectioned in c.p. titanium, with a

multi-unit analogue platform and a cylindrical plane body with 13mm in length. They were hollow, permitting that elastic deformations occurred without presenting plastic deformations.

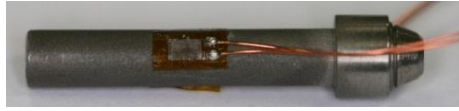


Figure 4. Modified analogue with strain gauge.

Two strain gauges (PA-06-060BG-350L, Excel Engenharia de Sensores; Embu, São Paulo) were placed mesially and distally on every surface of the implant analogue, arranged to form a $\frac{1}{2}$ Wheatstone Bridge. This assembly allowed the sensors to measure tension and compression forces, originated by the load generated due to the screwing of the framework to the analogues. The analogues were labelled “A” to “E”, from right to left. The framework was screwed to the analogues with a 10 N.cm torque (Torquimeter TQ 8800; Lutron Eletronic Enterprise CO Ltda., Taipei, Taiwan, China), following a standardised screwing order (C $\rightarrow$ B $\rightarrow$ D $\rightarrow$ A $\rightarrow$ E). After 10 minutes, the screws received a 10 N.cm retorque, and after 10 minutes, the detorque was accomplished, using the retorque technique of tightening of screws suggested by Siamos *et al.* in 2002 [24]. To detorque analysis a positioning dispositive was created (Figure 5) to standardise the torquimeter positioning and angulation. This dispositive was fabricated in aluminium, presenting a fixed pedestal, where the measurement models were positioned with a rotational shaft, which enabled the torquimeter to translate without generating oblique angulations.

The strain-gauges were calibrated to work like a load cell, acquiring the load (N) applied to them due to the framework screwing. Stress is defined by dividing the load by the area of the surface on which it is applied (strain-gauge). In this study, as the strain-gauges were all of the same model for every measurement models, the area of the applied force was constant. Thus, the load applied was the only variable to determine stress generated to implants. Load data were obtained in gF and transformed in N (International System).

The load values used for the analysis were acquired during the last 5 minutes of the test, when the screws were most stabilized. The equipment used for this analysis

was ADS 500 (Lynx Tecnologia Eletrônica Ltda, São Paulo, São Paulo) and the software programs were Aq Dados and Aq Analysis (Version 7; Lynx Tecnologia Eletrônica Ltda, São Paulo, São Paulo).



Figure 5. Digital Torquimeter positioned at the dispositive.

Vertical misfit was analyzed by the use of an optical microscope, with 120 X of magnification. Misfit measures were performed three times on vestibular faces, at a specific point marked with a pen, by the one-screw test [6,33].

An exploratory analysis of data was done, and the parametric test was requested. ANOVA and Tukey tests ($\alpha=0.05$) were applied to compare vertical misfit between groups. The same two tests were applied to compare detorque and stress induced between groups, in two different analyses. The data from fit and stress, fit and detorque, and stress and detorque were correlated each other by the Pearson correlation coefficient ($\alpha=0.05$).

Results

The mean values and standard deviations concerning the vertical misfit were 36.63 μm (15.85) and 43.25 μm (14.06) for the passive fit (c.p. Ti and Co-Cr frameworks, respectively), 174.45 μm (33.64) for the misfit (c.p. Ti frameworks), and 173.18 μm (24.45) for the misfit (Co-Cr frameworks). The ANOVA and Tukey tests showed significant differences between the levels of fit ($p<0.001$) inside the level of

material, and no difference between materials when analysed within the levels of fit ($p=0.9303$ /passive fit; $p=0.9963$ /misfit).

Table I presents the mean values and standard deviation values for the evaluation of detorque. ANOVA and Tukey tests showed no difference between the groups.

Table I. Mean (standard deviation) values of detorque (N.cm) in the experimental groups

Fit	Material		
	c.p. Ti	Co-Cr	p=
Passive fit	5.74 (1.06) Aa	6.16 (0.95) Aa	0.7962
Misfit	6.62 (1.12) Aa	6.3 (0.93) Aa	0.8971
p=	0.2378	0.9899	

Mean followed by different capital letters in the column and different small letters in line are significantly different (Anova / Tukey, $\alpha=5\%$).

The results for the amount of stress induced upon the implants are shown in Table II. ANOVA and Tukey tests revealed no differences between materials, but when comparing fit inside the level of factor material, the misfit level presented higher values of stress, when compared to passive fit, for both materials.

Table II. Mean (SD) values of load applied to implants (N) in the experimental groups

Fit	Material		
	c.p. Ti	Co-Cr	p=
Passive fit	1.07 (0.49) Ba	1.43 (0.94) Ba	0.9315
Misfit	5.05 (1.46) Aa	4.93 (2.02) Aa	0.9975
p=	<0.0001	<0.0001	

Mean followed by different capital letters in the column and different small letters in line are significantly different (Anova / Tukey, $\alpha=5\%$).

The Pearson correlation coefficient (Table III) showed strong positive correlation between fit and stress, moderate positive correlation between fit and detorque, and weak positive correlation for stress and detorque.

Table III. Association of fit and stress, fit and detorque, stress and detorque.

	Pearson Coefficient	(p)=
Fit/stress	+ 0.7475	<0.0001
Fit/detorque	+ 0.3357	0.0341
Stress/ detorque	+ 0.2146	0.1834

Pearson Coefficient ranges between -1 and 1.

Discussion

The first hypothesis was rejected. There were no statistical differences in generation of stress to the fixations due to the type of the alloy. Titanium presents higher resilience and lower hardness when compared with Co-Cr, but these differences between the metals did not affect the fitting of the framework [34,35]. The metal used in the construction of the framework did not influence in the results, even for detorque or induced stress (Table I and II).

The 10 N.cm torque used for the retaining of this type of framework maybe is not sufficient to deflect it, so the difference in resilience is not manifested. Another possibility for the lack of difference between the metals could be the fact that ceramic has not been applied to the frameworks, so they have not been exposed to the high temperatures required by ceramic firing cycles, which are higher for Co-Cr ceramics. Due to this difference between Ti c.p and Co-Cr ceramics temperatures, different effects could affect the metals physical properties. Ceramic application could even promote stress to frameworks due ceramic sintering shrinkage. Finally, during the pressing of acrylic resin on the frameworks, maybe c.p titanium could present higher values of deformation due to its higher resilience.

The second hypothesis was partially confirmed. Higher values of misfit promote higher levels of stress to the fixations but not necessarily promote decrease in detorque force. The perfect fitting of multi-unit implant dentures has been a theoretical ideal, but is hardly achievable clinically [4]. Problems can occur due to the number of manufacturing steps required to cast prostheses, and/or due to intrinsic properties of materials that result in distortions [1,8,10,36]. High values of marginal misfit ($\pm 175 \mu\text{m}$) correlate closely with high values of stress in the implants, as can be seen in this study (Table II). However, these high misfit values and consequently, high values of stress do not necessarily relate to the decrease or increase in detorque of prosthetic screws (Table I and Table III).

Detorque force may indicate the preload situation. Due to the difficulty in measuring preload, detorque is measured instead as an indication of this phenomenon. The lower the effort to remove the screw, the lower the preload stabilization. According to Spazzin *et al.* (2010) [4], there is no difference in detorque of titanium screws when using the technique suggested by Siamos *et al.* (2002) [24] to tighten a passive or a non-passive framework. This was the screwing technique utilized in this study. The retightening of the screw at some time after the initial tightening torque promotes the creation of a preload that increases the stability of the abutment screw [4,24]. In addition, this retorque allows researchers to ascertain whether the screws are in fact tight [4,24]. When a torque is applied to a screw, energy is expended in smoothing surface irregularities to maintain the adjustment of the surfaces. After thread engagement, surface asperities are flattened, and another torque is applied toward the elongation of the screw and generates the preload [4,24,37].

There are several factors that can play critical roles in screw joint stability, including settling effects, preload, screw geometry, screw material and framework material [4,24]. In this study, the fact of using Co-Cr or c.p. Ti in framework casting did not influence the screw joint stability (Table I). This fact likely did not affect the fitting of the prostheses and thus did not impact the stress placed on implants after the tightening of the 5 screws (Table II). Previous studies have found a relationship

between marginal misfit and stress induced on implants [13,38] (Clelland, 1995; Millington & Leung, 1995). However, in these studies, the variables were not necessarily proportional to one another. This lack of linearity shows that the misfit can be considered, in some cases, one of the factors that induces stress upon the implants, but cannot explain the direct relationship with the magnitude of the increase in stress. However, in the present study, in addition to demonstrating a positive correlation between misfit and stress, proportionality of the data was observed. This analysis was performed by the Pearson Correlation Coefficient ($\alpha=0.05$).

The values of stress induced on implants were evaluated by strain gauges analysis, which is a controllable method for quantitative analysis of stress; it has been widely used for this purpose in previous literature [39,40-42]. The choice to place the strain gauges on the analogue surface was made because the strain that develops in restoration and the loading magnitude at bone-implant interface are correlated [42-44], so the measure of the stress would not be impacted by another material, such as polyurethane or cyanoacrylate, with a different modulus.

With regards of the results obtained in the present study, it can be concluded that prostheses with high values of misfit, regardless of whether the framework is casted in Co-Cr or in c.p. titanium, exert high levels of stress on the implants, but do not influence the detorque of prosthetic screws.

REFERENCES

- 1) Spazzin AO, Henriques GEP, Nóbilo MAA, Consani RLX, 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;3:245-9.
- 2) Assunção WG, Barao VAR, Tabata LF, Gomes EA, Delben JA, Santos PH. Biomechanics studies in dentistry: bioengineering applied in oral implantology. *The Journal of Cranio Facial Surgery* 2009;20(4):1173-7.
- 3) Abreu RT, Spazzin AO, Noritomi PY, Consani RL, Mesquita MF. Influence of material of overdenture retaining bar with vertical misfit on three-dimensional stress distribution. *J Prosthodont* 2010;19(6):425-31.
- 4) Spazzin AO, Henriques GEP, Nóbilo MAA, Consani RLX, 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.
- 5) Tiossi R, Falcão-Filho H, Aguiar Junior FA, Rodrigues RC, Mattos MG, 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.
- 6) Jemt T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Branemark implants in edentulous jaws: a study of treatment form the time of prosthesis placement to the first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;6:270-6.
- 7) Patterson EA. Passive fit: Meaning, significance and assessment in relation to implant-supported prostheses. In: Naert EI (ed). *Passive Fit of Implant-Supported Superstructures: Fiction or reality? Proceedings of an International Symposium*. Leuven: Leuven University Press, 1995;17-28.
- 8) Nuñez-Pantoja JM, Vaz LG, Nóbilo MAA, Henriques GEP, Mesquita MF. Effects of laser-weld joint opening size on fatigue strength of Ti-6Al-4V structures with several diameters. *J Oral Rehabil* 2011; 38(3):196-201.
- 9) Nakaoka MM; Nuñez-Pantoja JM, Takahashi JM, Consani RL, Mesquita MF. Misfit of pure titanium frameworks: effect of veneer coverage and spark erosion process. *Acta Odontol Scand*. 2011 Jul;69(4):238-42.

- 10) Wee AG, Aquilino AS, Schneider RL. Strategies to achieve fit in implant prosthodontics: A review of the literature. *Int J Prosthodont* 1999;12:167-78.
- 11) Behr M, Lang R, Leibrock A, Rosentritt M, Handel G. Complication rate with prosthodontic reconstructions on ITI and IMZ dental implants. *Internationales Team fur Implantologie. Clin Oral Implants Res* 1998;9:51-8.
- 12) 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.
- 13) Millington ND, Leung T. Inaccurate fit of implant superstructures. Part I: stresses generated on the superstructure relative to size of fit discrepancy. *Int J Prosthodont* 1995;8(6):511-6.
- 14) Uludamar A, Leung T. Inaccurate fit of implant superstructures. Part II: Efficacy of the Preci-disc system for the correction of errors. *Int J Prosthodont* 1996;9:16-20.
- 15) Jemt T, Linden B, Lekholm U. Failures and complications in 127 consecutively placed fixed partial prostheses supported by Branemark implants: from prosthetic treatment to first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7:40-4.
- 16) 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(6):949-56.
- 17) Jemt T, Lekholm U. Oral implant treatment in posterior partially edentulous jaws: a 5-year follow-up report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8:635-40.
- 18) Jemt T. Fixed implant-supported prostheses in the edentulous maxilla. A five-year follow-up report. *Clin Oral Implants Res* 1994;5(3):142-7.
- 19) Kallus T, Bessing C. Loose gold screws frequently occur in full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants after 5 years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:169-78.
- 20) Kim KS, Lim YJ, Kim MJ, Kwon HB, Yang JH, Lee JB, Yim SH. Variation in the total lengths of abutment/implant assemblies generated with a function of applied tightening torque in external and internal implant-abutment connection. *Clin Oral Implants Res* 2011;22(8):834-9.

- 21) Jornéus 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(3):353-9.
- 22) Duyck J, Naert IE, Van Oosterwyck H, Van der Stolen J, De Cooman M, Lievens S, Puers B. Biomechanics of oral implants: a review of the literature. *Technol Health Care* 1997;5(4):253-73.
- 23) 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.
- 24) Siamos G, Winkler S, Boberick KG. Relationship between implant preload and screw loosening on implant-supported prostheses. *J Oral Implantol* 2002;28(2):67-73.
- 25) Byrne D, Jacobs S, O'Connel 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.
- 26) Yousef H, Luke A, Ricci J, Weiner S. Analysis of changes in implant screws subject to occlusal loading: a preliminary analysis. *Implant Dent* 2005;14(4):378-82.
- 27) Branemark P-I. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent* 1983;50:399-410.
- 28) Nuñez JM, Takahashi JM, Henriques GEP, Nóbilo MAA, Consani RLX, Mesquita MF. Radiographic inspection of porosity in pure titanium dumbbell castings. *Gerodontology* 2011;28(3):233-7.
- 29) Taira M, Moser JB, Greener EH. Studies of Ti alloys for dental castings. *Dent Mater* 1989;5(1):45-50.
- 30) Lautenschlager EP, Monaghan P. Titanium and titanium alloys as dental materials. *Int Dent J* 1993;43(3):245-53.
- 31) Chai TI, Stein RS. Porosity and accuracy of multiple-unit titanium castings. *J Prosthet Dent* 1995;73(6):534-41.
- 32) Wang RR, Fenton A. Titanium for prosthodontic applications: a review of the literature. *Quintessence Int* 1996;27(6):401-8.
- 33) Sartori IAM *et al* 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.

- 34) Bridgeman JT, Marker VA, Hummel SK, Benson BW, Pace LL. Comparison of titanium and cobalt-chromium removable partial denture clasps. *J Prosthet Dent* 1997;78(2):187-93.
- 35) Tse ET, Cheng LY, Luk HW, Chu FC, Chai J, Chow TW. Comparison of the retentive characteristics of cobalt-chromium and commercially pure titanium clasps using a novel method. *Int J Prosthodont* 2006;19(4):371-2.
- 36) Sahin S, Cehreli MC. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. *Implant Dent* 2001;10(2):85-92.
- 37) Weiss EI, Kozak D, Gross MD. Effect of repeated closures on opening torque values in seven abutment-implant systems. *J Prosthet Dent* 2000;84(2):194-9.
- 38) Clelland NL, Papazoglou E, Carr AB, Gilat A. Comparison of strains transferred to a bone simulant among implant overdenture bars with various levels of misfit. *J Prosthodont* 1995;4(4):243-50;
- 39) Glantz PO, Rangert B, Svensson A, Stafford GD, Arnvidarson B, Randon K et al. On clinical loading of osseointegrated implants. *Clin Oral Implants Res* 1993;4:99-105.
- 40) Watanabe F, Uno I, Hata Y, Neuendorff G, Kirsch A. Analysis of stress distribution in a screw-retained implant prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15(2):209-18.
- 41) Naconecy MM, Teixeira ER, Shinkai RS, Frasca LC, Cervieri A. Evaluation of the accuracy of 3 transfer techniques for implant-supported prostheses with multiple abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004;19(2):192-8.
- 42) Karl M, Graef F, Heckmann S, Taylor T. A methodology to study the effects of prosthesis misfit over time: an in vivo model. *The Int J Oral Maxillofac Implants* 2009;24(4):689-94
- 43) 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;93:324-30.
- 44) Karl M, Winter W, Taylor TD, Heckmann SM. Fixation of 5-unit implant-supported fixed partial dentures and resulting bone loading: A finite element assessment based on in vivo strain measurements. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;21:756-62.

Considerações Gerais

O objetivo neste estudo foi investigar algumas características presentes em infraestruturas protéticas que poderiam influenciar na longevidade dos tratamentos reabilitadores sobre implantes osseointegrados. Duas hipóteses foram propostas sobre esse tema.

A primeira hipótese especulou se as infraestruturas confeccionadas em titânio comercialmente puro transmitiriam menor quantidade de tensões aos implantes quando comparadas às confeccionadas em Co-Cr. Ambas são utilizadas para a confecção de infraestruturas protéticas (Taira *et al.*, 1989; Lautenschlager & Monaghan, 1993; Wang & Fenton, 1996; Torres, 2007). Porém, devido à característica resiliente do titânio c.p., imaginou-se que a infraestrutura confeccionada com essa liga absorveria mais e consequentemente transmitiria menor quantidade de tensões aos implantes, como sugerido no trabalho de Torres, em 2005.

Porém, diante dos resultados obtidos, a primeira hipótese foi rejeitada. Embora apresente maior resiliência, a geração de tensões às fixações em infraestruturas confeccionadas em titânio não foi diferente da observada para as infraestruturas em Co-Cr. Imagina-se que o torque de 10 N.cm utilizado para a fixação das infraestruturas protéticas não tenha sido suficiente para que estas apresentem deflexão. Dessa forma, a diferença entre a resiliência dos metais testados não foi solicitada na análise realizada neste experimento. Deve-se considerar também o diâmetro do parafuso em relação ao volume de metal encontrado na infraestrutura protética. Diante dos resultados obtidos, imagina-se que a absorção dessas tensões tenha ocorrido somente nos parafusos de fixação, o que poderia ser investigado através de ensaios de fadiga mecânica.

Outro fato importante na comparação entre os metais, é que não foi aplicado recobrimento estético sobre as infraestruturas metálicas. Deve-se considerar que as cerâmicas empregadas para o titânio apresentam requisitos diferentes das utilizadas sobre o Co-Cr, no que diz respeito às temperaturas de cocção. As cerâmicas para

titânio utilizam temperaturas mais baixas, fato que poderia interferir na quantidade de tensões geradas aos implantes após a finalização das próteses (Tramontino, 2008). Provavelmente as infraestruturas confeccionadas em Co-Cr apresentem maior quantidade de distorção devido à maior temperatura utilizada para a cocção da cerâmica, e este fator poderia alterar suas propriedades físicas. Ainda em relação ao revestimento estético, se fosse utilizada resina acrílica termo-ativada (comum em reabilitações totais fixas), a prensagem poderia afetar (Oliveira, 2007; Nakaoka, 2007) de maneira diferente a quantidade de distorção das infraestruturas, devido à característica resiliente do titânio c.p. quando comparado ao Co-Cr. Desta forma, o titânio c.p. poderia apresentar maior quantidade de distorção após o procedimento de prensagem. Outro fato a ser considerado, é que a tensão avaliada foi devido à força gerada às fixações devido ao parafusamento das infraestruturas sobre os análogos, sem o carregamento das forças oclusais. Durante a aplicação de forças oclusais, as infraestruturas poderiam se comportar de forma diferente no que diz respeito à absorção e transmissão de tensões. Embora nesse estudo não tenha ocorrido diferença estatisticamente significativa na geração de tensões sob aplicação de força (parafusamento) em infraestruturas confeccionadas em titânio e em Co-Cr, outros estudos são necessários para que se possa concluir se, após a finalização do trabalho protético, com a aplicação do revestimento estético de escolha, as diferentes ligas mostrarão diferença no que diz respeito à absorção e transmissão de tensões aos implantes.

A segunda hipótese avaliada nesse trabalho, de que valores altos de desajustes verticais apresentariam maiores níveis de tensões às fixações e diminuição na força de destorque, foi parcialmente confirmada.

Como o desajuste vertical é considerado um indicador na verificação da passividade de próteses sobre implantes, especulou-se que sua presença e magnitude poderiam interferir na quantidade de tensões transmitidas ao redor das fixações (Tramontino, 2008; Karl *et al.*, 2009). Da mesma forma, como a adaptação entre as superfícies é considerada um fator importante na estabilização do parafuso protético

(pré-carga) (Spazzin *et al.*, 2009), imaginou-se que a presença de desajuste reduziria a força de destorque do mesmo.

Como a força de destorque seria avaliada e posteriormente correlacionada ao desajuste vertical, houve a necessidade de padronizar este desajuste. Para tal, foi necessário que os valores de desajustes horizontais e tridimensionais, que naturalmente ocorrem em infraestruturas fundidas, não fossem incorporados às leituras de desajuste vertical entre as infraestruturas e os análogos modificados. Sabe-se que o processo de obtenção das infraestruturas (moldagem, obtenção de modelos e fundição) não é perfeito (Karl *et al.*, 2009) e que pequenas imperfeições são incorporadas em cada uma dessas etapas, gerando distorções tridimensionais nas peças protéticas. Para o isolamento dessas variáveis e obtenção somente do desajuste vertical desejado e padronizado para este estudo, foi necessária a confecção dos modelos para medição ("*measurement models*"). Esses modelos foram confeccionados após a fixação de cada infraestrutura aos seus análogos correspondentes, com ou sem interposição de anéis para a padronização da quantidade de desajuste vertical. Após a adaptação dos componentes, o conjunto foi imerso num dique contendo gesso especial tipo IV. Desta forma, as distorções inerentes ao procedimento de moldagem e fundição foram compensadas, restando somente a mínima distorção devido à expansão de cristalização do gesso. Desse modo, foram obtidos valores mínimos de desajuste vertical entre estes modelos com os análogos modificados e suas respectivas infraestruturas.

A partir desses modelos para medição, foram obtidos valores padronizados de desajustes verticais. Em seguida, as leituras dos valores de desajuste, tensões e destorque foram realizadas.

Para a leitura de desajuste, foi aplicada a técnica do parafuso único, já consagrada na literatura (Sartori, 2004). Sabe-se que a leitura do desajuste marginal, avaliado pelo teste do parafuso único em interfaces entre componente protético e implante, é uma forma indireta de avaliar a passividade de assentamento de uma prótese em relação aos implantes aos quais se fixa. Com ele, podem-se estimar as

tensões originárias ao redor de implantes pela instalação de uma peça com níveis elevados de desajuste. Deve-se considerar que, por depender do apertamento de um dos parafusos que, por sua vez, assenta-se sobre uma plataforma fundida (que pode apresentar imperfeições como pequenos nódulos e distorção), esse teste pode apresentar resultados falso-positivos ou falso-negativos. Assim sendo, uma fenda pode ser formada devido às falhas no assentamento do parafuso de fixação ou a ausência de fenda marginal pode ser devida a uma expansão horizontal da peça; situações que não correspondem à realidade da passividade. Além disso, clinicamente os valores de desajuste marginal são menores, uma vez que as peças são fixadas aos implantes por torque de parafusos, levando a uma aproximação forçada, mas à custa da geração de tensões (Tramontino, 2008).

A análise das tensões foi realizada por meio de extensometria por apresentar confiabilidade respeitada na literatura. Alguns estudos comprovaram a utilização do método em ensaios quantitativos e obtiveram resultados bastante precisos (Glantz *et al.*, 1993; Watanabe *et al.*, 2000; Naconecy *et al.*, 2004). Vantajoso e diferentemente relacionado a outras possibilidades para avaliação de tensões ao redor de implantes osseointegrados, o modelo proposto utilizando extensometria permitiu que variáveis de confecção - como moldes, modelos e fundição – fossem isoladas e desconsideradas mediante a manipulação das ferramentas do *software* (*reset*). No método utilizado, os sensores (*strain gauges*) foram fixados diretamente sobre as réplicas de implante, permitindo a captação das forças e evitando o uso de materiais com diferentes módulos de elasticidade, como resina ou poliuretano que buscam simular o comportamento do osso peri-implantar; ou cianoacrilato, utilizado para fixar implantes em modelos de poliuretano. A montagem realizada foi em meias-pontes de Wheatstone (Tramontino, 2008; Fragoso, 2005). Deformações elásticas das réplicas foram captadas e convertidas, através de *software* específico, em valores de força aplicada (gF), sugerindo o comportamento das tensões geradas aos implantes (Tramontino, 2008).

Observou-se correlação entre presença de desajuste e intensidade das tensões geradas às fixações. Em alguns trabalhos anteriores essa correlação não foi observada

(Tramontino, 2008; Damaceno, 2007; Torres, 2007). Acredita-se que, neste trabalho, a correlação foi verificada, pois foi utilizada a padronização da magnitude do desajuste vertical para avaliação das tensões. Nas outras metodologias, observou-se somente o desajuste vertical em estruturas deformadas pelos procedimentos inerentes à técnica de confecção das mesmas (moldagem, obtenção de modelos e fundição) (Karl *et al.*, 2009). Essas infraestruturas, além de apresentar deformação no sentido vertical (observadas através da técnica do parafuso único), apresentavam também distorções tridimensionais, difíceis de serem mensuradas. Desta forma, encontrar correlação entre tensões geradas ao sistema e presença de desajuste vertical controlado tornava-se uma medida incompleta, por não levar em consideração outras deformações ocorridas às amostras. Provavelmente por este motivo é que esses estudos não encontraram proporcionalidade entre os desajustes verticais encontrados e as tensões geradas às fixações. Neste estudo, devido à utilização dos modelos para mensuração, onde as distorções inerentes ao processo de confecção das infraestruturas foram aproximadas do valor zero e o desajuste vertical foi controlado, pôde-se correlacionar esses fenômenos. Para uma análise mais completa, seria interessante correlacionar a distorção tridimensional da infraestrutura à geração de tensões às fixações, mas esse método é bastante complexo.

Para a análise do destorque foi utilizada a técnica de retorque sugerida por Siamos *et al.*, 2002. Um dispositivo para a padronização do posicionamento do torquímetro digital foi criado, de forma a impedir a atuação de tensões oblíquas durante o parafusamento da infraestrutura aos análogos correspondentes. Uma movimentação lateral do torquímetro durante o parafusamento levaria a resultados falso-positivos, pois as tensões oblíquas seriam somadas à força axial aplicada, mascarando os resultados.

Embora uma fraca correlação positiva tenha sido apresentada entre desajuste e destorque não houve diferença estatística na força de destorque devido à presença ou ausência de desajuste. No trabalho de Siamos *et al.*, todas as amostras avaliadas estavam perfeitamente adaptadas, e foi discutida a aproximação das superfícies nos 10 primeiros minutos após o torque inicial devido à micro-movimentações e consequente

aproximação dos componentes protéticos. No atual estudo, as estruturas avaliadas apresentavam ausência de desajuste vertical ou apresentavam grande desadaptação. Uma possível explicação para a ausência de diferença na força de destorque entre os grupos no presente estudo seria de que a força de tracionamento resultante no corpo do parafuso devido à aproximação forçada das superfícies altamente desadaptadas era tão intensa que se equiparou à situação de uma força aplicada a um sistema adaptado. Possivelmente após um ensaio de fadiga por ciclagem mecânica, os parafusos dos grupos com desajuste apresentariam maior porcentagem de fraturas e/ou soltura.

Conclusão

Considerando as limitações deste estudo e os resultados obtidos, pode-se concluir que:

- 1) O uso de Co-Cr ou Ti c.p. para a confecção de infraestruturas não interferiu na transmissão de tensões às fixações nem na força de destorque dos parafusos protéticos;
- 2) O desajuste vertical e sua magnitude aumentam a geração de tensões às fixações;
- 3) O desajuste vertical não interferiu na força de destorque dos parafusos protéticos.

Referências

Brennan M, Houston F, O'Sullivan M, O'Connell B. Patient satisfaction and oral health-related quality of life outcomes of implant overdentures and fixed complete dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010;25(4):791-800.

Damaceno ARD. Análise fotoelástica da influência de intermediários protéticos na distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas submetidas à soldagem a laser [tese]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2007.

Fragoso, WS. Adaptação marginal de infra-estruturas implanto-retidas obtidas por técnica de fundição-sobre-análogos [tese]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2005.

Nakaoka MM. Efeito do tipo de revestimento estético e da eletroerosão sobre a desadaptação de infra-estruturas implanto-suportadas fundidas em titânio c.p. [tese]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2007.

Oliveira LV. Efeito do tipo de revestimento estético e da eletroerosão sobre a desadaptação de infraestruturas metálicas implantossuportadas [tese]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2007.

Packer M, Nikitin V, Coward T, Davis DM, Fiske J. The potential benefits of implants on the oral health quality of life of people with Parkinson's disease. *Gerodontology* 2009;26(1):11-8.

Torres EM. Estudo da correlação entre adaptação marginal e tensões transmitidas aos implantes por estruturas metálicas fundidas em monobloco – análise fotoelástica [dissertação]. Ribeirão Preto: USP/FOUSP; 2005.

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

Torres EM, Carreiro AFP, Lira CMN, Ribeiro RF. Utilização do titânio na confecção de estruturas metálicas em prótese parcial removível. RGO 2007; 55(2):181-9.

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]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2008.

Apêndice

Dados Originais

Tabela I. Desajuste vertical marginal (μm) em infraestruturas confeccionadas em Titânio c.p.

Amostra	Adaptação	Pilar	Des 1	Des 2	Des 3	Média Des
1	Adaptada	A	17	19	21	27,30
		B	35	35	36	
		C	24	28	31	
		D	33	32	32	
		E	25	22	19	
	Desajuste	A	29	31	33	151,50
		B	28	31	33	
		C	195	192	190	
		D	201	197	194	
		E	307	307	305	
2	Adaptada	A	18	18	19	30,30
		B	32	35	38	
		C	18	17	16	
		D	30	28	26	
		E	52	52	54	
	Desajuste	A	11	11	10	147,40
		B	30	30	28	
		C	190	189	190	
		D	191	193	194	
		E	312	314	318	
3	Adaptada	A	21	19	18	50,70
		B	25	23	20	
		C	29	26	24	
		D	72	71	68	
		E	118	114	112	

4	Desajuste	A	63	63	62	
		B	42	43	46	
		C	457	458	457	160,10
		D	114	119	125	
		E	116	118	119	
	Adaptada	A	6	6	5	
		B	40	39	39	
		C	39	40	42	36,40
		D	56	55	53	
		E	41	42	43	
5	Desajuste	A	9	9	7	
		B	28	28	29	
		C	199	196	193	135,80
		D	197	199	201	
		E	250	248	245	
	Adaptada	A	53	51	50	
		B	16	17	17	
		C	14	14	13	30,30
		D	29	27	26	
		E	42	42	43	
6	Desajuste	A	70	60	56	
		B	86	90	90	
		C	202	199	196	207,50
		D	343	345	348	
		E	349	342	335	
	Adaptada	A	35	36	38	
		B	37	39	41	
		C	150	146	140	69,30
		D	30	28	25	
		E	100	99	97	
	Desajuste	A	26	26	25	
		B	25	25	26	156,00
		C	208	205	202	

7		D	232	237	242	
		E	283	287	291	
	Adaptada	A	14	15	17	
		B	31	33	36	
		C	45	44	42	45,20
		D	67	65	65	
		E	66	68	69	
	Desajuste	A	26	26	28	
		B	50	51	51	
		C	92	96	100	159,60
		D	314	312	310	
		E	306	313	319	
8				17		
		A	17		17	
		B	62	64	66	
	Adaptada	C	34	36	38	41,70
		D	59	59	59	
		E	34	33	31	
		A	24	22	21	
		B	69	66	63	
	Desajuste	C	210	204	199	187,90
		D	317	325	333	
		E	315	322	328	
9		A	10	9	9	
		B	30	27	24	
	Adaptada	C	27	25	23	17,50
		D	20	20	20	
		E	5	6	7	
		A	20	24	28	
		B	68	67	66	
	Desajuste	C	309	311	314	238,90
		D	348	354	360	
		E	440	438	436	

10

	Adaptada	A	0	0	0	
		B	5	5	7	
		C	10	12	13	17,60
		D	22	25	27	
		E	45	46	47	
	Desajuste	A	41	38	35	
		B	43	51	60	
		C	301	299	296	209,80
		D	271	272	274	
		E	387	389	390	

Tabela II. Valores médios de Destorque (N.cm) e Força (gF) em infraestruturas em Titânio c.p.

Amostra	Adaptação	Pilar	Dest.	Média Dest.	Tensão	Média Ten.
1	Adaptada	A	6		11,57	
		B	4		15,9	
		C	7	5,00	41,7	29,98
		D	3		22,03	
		E	5		58,72	
	Desajuste	A	7		158,5	
		B	7		80,39	
		C	7	7,40	777,63	815,79
		D	8		1401,64	
		E	8		1660,78	
2	Adaptada	A	7		89,26	
		B	6	6,00	80,82	75,17
		C	4		140,29	
		D	8		11,33	

3	Desajuste	E	5		54,17	
		A	2		470,7	
		B	4		570,16	
		C	3	3,80	463,34	559,55
		D	5		756,81	
		E	5		536,74	
	Adaptada	A	5		428,43	
		B	5		67	
		C	6	4,00	175,15	204,97
		D	2		196,62	
		E	2		157,63	
		A	4		144,33	
4	Desajuste	B	6		1573,38	
		C	6	6,80	263,81	604,02
		D	8		254,99	
		E	10		783,61	
	Adaptada	A	8		34,19	
		B	3		40,65	
		C	7	6,20	194,46	93,81
		D	10		50,22	
		E	3		149,52	
		A	6		117,45	
5	Desajuste	B	3		374,75	
		C	6	6,40	697,65	492,89
		D	10		723,31	
		E	7		551,31	
	Adaptada	A	7		191,69	
		B	10		2,42	
		C	6	6,40	172,53	156,10
		D	5		74,41	
		E	4		339,47	
		A	7		415,65	
	Desajuste	B	7	6,80	564,94	470,22

6		C	6		263,76	
		D	9		580	
		E	5		526,77	
	Adaptada	A	7		65,74	
		B	7		113,95	
		C	7	7,80	226,21	98,76
		D	8		19,93	
		E	10		67,95	
	Desajuste	A	8		91,76	
		B	8		239,02	
		C	4	6,00	377,35	326,18
		D	7		131,33	
		E	3		791,46	
7		A	6		47	
		B	7		46	
	Adaptada	C	7	5,60	190	146,00
		D	5		251	
		E	3		196	
		A	10		18	
		B	10		241	
	Desajuste	C	10	8,00	893	478,60
		D	7		210	
		E	3		1031	
8		A	3		12,19	
		B	4		17,4	
	Adaptada	C	7	4,80	255,97	71,57
		D	4		22,73	
		E	6		49,54	
		A	8		45,58	
		B	9		255,92	
	Desajuste	C	9	7,20	274,71	481,19
		D	8		324,56	
		E	2		1505,18	

9

	A	6		67,57	
	B	4		153,52	
Adaptada	C	7	5,20	10,9	127,89
	D	7		337,37	
	E	2		70,09	
	A	7		263,4	
	B	6		274,52	
Desajuste	C	5	7,00	608,93	622,12
	D	9		1115	
	E	8		848,73	

10

	A	9		82,91	
	B	3		79,94	
Adaptada	C	2	6,40	167,41	87,81
	D	10		51,06	
	E	8		57,73	
	A	5		251,84	
	B	5		329,07	
Desajuste	C	8	6,80	124,84	297,82
	D	10		380,41	
	E	6		402,93	

Tabela III. Desajuste vertical marginal (μm) em infraestruturas confeccionadas em Co-Cr.

1

Amostra	Adaptação	Pilar	Des 1	Des 2	Des 3	Média Des
		A	63	63	64	
		B	70	67	63	
	Adaptada	C	61	64	67	58,30
		D	50	53	55	
		E	43	45	47	
		A	20	21	22	
		B	61	67	73	
	Desajuste	C	189	193	196	192,60
		D	284	276	271	
		E	396	405	414	
	Adaptada	A	35	36	36	48,60

3		B	30	30	30	
		C	91	88	85	
		D	47	45	43	
		E	43	45	46	
		A	8	8	8	
		B	62	61	59	
	Desajuste	C	362	368	374	182,00
		D	198	203	209	
		E	266	270	274	
4		A	8	6	4	
		B	49	48	46	
	Adaptada	C	27	29	31	32,60
		D	47	46	46	
		E	35	34	33	
		A	4	4	5	
		B	69	70	70	
	Desajuste	C	240	244	249	175,40
		D	211	218	224	
		E	337	341	345	
5						
		A	18	16	14	
		B	40	41	42	
	Adaptada	C	39	37	36	42,50
		D	56	56	55	
		E	60	62	65	
		A	21	22	24	
		B	70	76	82	
	Desajuste	C	178	181	183	204,90
		D	329	328	327	
5						
		A	27	26	24	
	Adaptada	B	48	45	43	29,10
		C	23	26	29	
		D	36	33	31	

6	Desajuste	E	17	15	13	150,30
		A	14	16	17	
		B	40	38	36	
		C	181	176	172	
		D	226	219	213	
		E	303	303	301	
	Adaptada	A	62	57	52	71,60
		B	58	59	60	
		C	68	71	74	
		D	73	76	79	
		E	90	95	100	
7	Desajuste	A	23	25	26	213,70
		B	132	136	140	
		C	216	218	220	
		D	332	331	330	
		E	357	359	361	
	Adaptada	A	7	9	10	26,00
		B	47	47	47	
		C	14	15	16	
		D	31	31	31	
		E	28	28	29	
	Desajuste	A	21	19	17	145,80
		B	52	52	52	
		C	175	174	173	
		D	221	218	215	
		E	264	266	268	
8	Adaptada	A	61	59	57	49,00
		B	31	29	28	
		C	43	41	39	
		D	46	48	50	
		E	70	68	65	
	Desajuste	A	60	57	54	157,90
		B	38	38	39	

9		C	224	229	233	
		D	182	187	192	
		E	282	278	275	
	Adaptada	A	13	11	10	
		B	39	42	45	
		C	46	46	45	39,40
		D	54	57	60	
		E	40	41	42	
	Desajuste	A	20	22	23	
		B	61	59	57	
		C	230	231	233	160,80
		D	221	223	225	
		E	268	269	270	
10	Adaptada	A	10	9	8	
		B	54	52	50	
		C	70	65	61	35,40
		D	17	18	19	
		E	35	33	30	
	Desajuste	A	0	0	0	
		B	24	24	25	
		C	284	281	278	148,40
		D	208	210	212	
		E	222	227	231	

Tabela IV. Valores médios de Destorque (N.cm) e Força (gF) em infraestruturas em Co-Cr.

Amostra	Adaptação	Pilar	Dest.	Média dest.	Tensão	Média Ten.
1	Adaptada	A	8		660,76	
		B	6		179,19	
		C	5	7,00	26,09	232,25
		D	10		108,25	
		E	6		186,96	
	Desajuste	A	8	7,20	173,15	494,65

2		B	8		298,8	
		C	7		369,15	
		D	7		1341,23	
		E	6		290,94	
		A	5		108,81	
		B	5		52,51	
	Adaptada	C	4	6,20	85,74	59,72
		D	10		19,23	
		E	7		32,31	
3		A	9		645,29	
		B	5		1473,14	
	Desajuste	C	5	6,20	200,98	645,26
		D	10		65,63	
		E	2		841,24	
		A	8		11,29	
		B	7		70,66	
	Adaptada	C	8	7,00	18,45	57,74
		D	8		27,55	
4		E	4		160,76	
		A	4		109,87	
		B	9		457,27	
	Desajuste	C	6	6,40	162,87	254,79
		D	8		371,93	
		E	5		171,99	
		A	7		52,62	
		B	7		158,29	
	Adaptada	C	3	5,80	1137,65	328,19
		D	5		60,41	
		E	7		231,98	
		A	5		10,9	
	Desajuste	B	7	5,40	237,76	404,38
		C	7		11,81	
		D	5		676,82	

5		E	3		1084,62	
		A	7		74,12	
		B	4		9,42	
	Adaptada	C	4	4,40	171,46	60,86
		D	1		19,41	
		E	6		29,91	
		A	7		49,12	
		B	5		620,17	
	Desajuste	C	6	7,00	483,64	655,78
		D	7		329,12	
		E	10		1796,83	
6		A	6		71,43	
		B	8		323,86	
	Adaptada	C	7	7,80	123,88	160,26
		D	8		120,12	
		E	10		161,99	
		A	8		317,94	
		B	9		246,58	
	Desajuste	C	6	7,40	339,27	276,60
		D	10		256,72	
		E	4		222,48	
7		A	6		19,58	
		B	7		40,55	
	Adaptada	C	7	6,20	301,99	102,53
		D	5		60,81	
		E	6		89,7	
		A	7		99,31	
		B	6		537,3	
	Desajuste	C	6	6,40	751,1	870,68
		D	7		1484,33	
		E	6		1481,36	
8	Adaptada	A	10	5,60	723,52	262,97
		B	5		179,3	

9		C	7	113,01	
		D	4	25,64	
		E	2	273,4	
		A	6	614,03	
		B	8	432,44	
	Desajuste	C	6	7,00	44,39
		D	9		323,21
		E	6		
				238,7	
				286,5	
10		A	6	8,27	
		B	6	201,46	
	Adaptada	C	5	5,40	154,22
		D	7		94,42
		E	3		
		A	5		
		B	6		
	Desajuste	C	8	5,60	1255,59
		D	5		701,52
		E	4		
		A	6	226,14	
		B	6	6,87	
	Adaptada	C	7	6,20	64,35
		D	8		104,07
		E	4		
		A	4		
		B	5		
	Desajuste	C	8	4,40	608,22
		D	2		403,27
		E	3		

Análise Estatística

ANOVA e Tukey

Tensão

<i>Material</i>	<i>Ti</i>	<i>Co-Cr</i>	<i>(p)</i>
<i>Adaptação</i>			
Ajustado	109,21 (50,25)Ba	146,30 (96,21) Ba	0.9315
Desadaptado	514,84 (148,93) Aa	503,01 (206,31)Aa	0.9975
(p)	<0,0001	<0,0001	

Coefficiente de Correlação de Pearson (desajuste e tensão)

Colunas 1 e 2

n (pares) =40

r (Pearson) =0.7475

IC 95% =0.57 a 0.86

IC 99% =0.50 a 0.88

R2 =0.5587

t =6.9362

GL =38

(p)=< 0.0001

Poder 0.05 =1

Poder 0.01 =0.9998

Coefficiente de Correlação de Pearson (tensão e destorque)

Colunas 1 e 2

n (pares) =40

r (Pearson) =0.2146

IC 95% =-0.10 a 0.49

IC 99% =-0.20 a 0.57

R² =0.0461

t =1.3547

GL =38

(p)=0.1834

Poder 0.05 =0.3749

Poder 0.01 =0.1578

Coefficiente de Correlação de Pearson (desajuste e destorque)

Colunas 1 e 2

n (pares) =40

r (Pearson) =0.3357

IC 95% =0.03 a 0.59

IC 99% =-0.07 a 0.65

$R^2 = 0.1127$

$t = 2.1971$

$GL = 38$

$(p) = 0.0341$

Poder 0.05 = 0.6842

Poder 0.01 = 0.4202