



BRUNO MASSUCATO ZEN

**Efeito do desajuste marginal e do tipo do pilar
protético nas tensões induzidas ao sistema barra-clipe
e na força de destorque de parafusos protéticos**

**Piracicaba
2014**



UNICAMP

Universidade Estadual de Campinas
Faculdade de Odontologia de Piracicaba

BRUNO MASSUCATO ZEN

**Efeito do desajuste marginal e do tipo do pilar
protético nas tensões induzidas no sistema barra-clipe
e na força de destorque de parafusos protéticos**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas como parte dos requisitos exigidos para a obtenção do título de Mestre em Clínica Odontológica, na Área de Prótese Dental.

Orientador: Prof. Dr. Marcelo Ferraz Mesquita
Coorientadora: Profa. Dra. Juliana Maria Costa Nunez Pantoja

Este exemplar corresponde à versão final da dissertação defendida por Bruno Massucato Zen e orientada pelo Prof. Dr. Marcelo Ferraz Mesquita.

Assinatura do Orientador

Piracicaba
2014

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

Z42e Zen, Bruno Massucato, 1990-
Efeito do desajuste marginal e do pilar protético nas tensões induzidas ao sistema barra-clipe e na força de destorque dos parafusos protéticos / Bruno Massucato Zen. – Piracicaba, SP : [s.n.], 2014.

Orientador: Marcelo Ferraz Mesquita.
Coorientador: Juliana Maria Costa Nuñez-Pantoja.
Dissertação (mestrado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Titânio. 2. Torque. I. Mesquita, Marcelo Ferraz, 1967-. II. Nuñez-Pantoja, Juliana Maria Costa. III. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. IV. Título.

Informações para Biblioteca Digital

Título em outro idioma: Effect of misfit and prosthetic abutments on strain induced in overdenture-retaining system and in loosening torque of prosthetic screw

Palavras-chave em inglês:

Titanium

Torque

Área de concentração: Prótese Dental

Titulação: Mestre em Clínica Odontológica

Banca examinadora:

Marcelo Ferraz Mesquita [Orientador]

Solimar Maria Ganzarolli

Rafael Leonardo Xediek Consani

Data de defesa: 29-04-2014

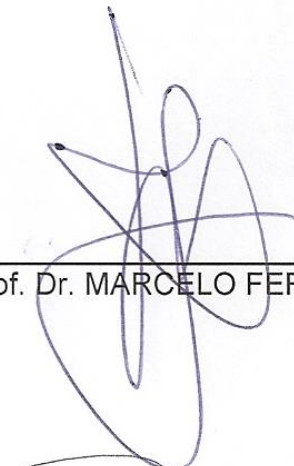
Programa de Pós-Graduação: Clínica Odontológica



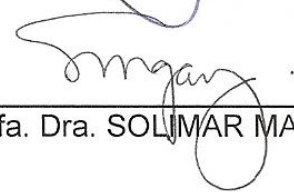
UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
Faculdade de Odontologia de Piracicaba



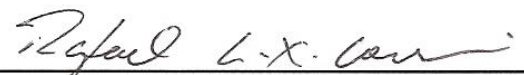
A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Dissertação de Mestrado, em sessão pública realizada em 29 de Abril de 2014, considerou o candidato BRUNO MASSUCATO ZEN aprovado.



Prof. Dr. MARCELO FERRAZ MESQUITA



Profa. Dra. SOLIMAR MARIA GANZAROLLI



Prof. Dr. RAFAEL LEONARDO XEDIEK CONSANI

RESUMO

O assentamento passivo de infraestruturas protéticas é considerado essencial para a longevidade do tratamento reabilitador sobre implantes dentários. O objetivo neste estudo foi analisar o desajuste vertical decorrente da fundição em Ti cp de barras de Overdentures; avaliar as tensões induzidas e torque de afrouxamento do parafuso protético, em infraestruturas protéticas passivas e não-passivas. Foram fundidas vinte barras em Ti cp, retidas por dois implantes, utilizando-se dois tipos de pilares (UCLA e MP), sobre as quais foram avaliadas, utilizando-se microscópio óptico, as desadaptações marginais inerentes à fundição. A quantificação do desajuste seguiu o protocolo do teste do parafuso único (32 Ncm e 10 Ncm). Foram confeccionados 20 index (10 para cada pilar). Os desajustes foram padronizados com a interposição de um anel metálico de 200 μ m entre o análogo do pilar A e o cilindro protético. Nesses index, foram avaliados os níveis de desajuste marginal, seguindo o mesmo protocolo utilizado para análise dos desajustes pós-fundição. As aferições das tensões foram realizadas através de extensômetros elétricos fixados aos análogos, após o retorque dos parafusos protéticos. A força necessária para o torque de afrouxamento dos parafusos protéticos de titânio foi medida com torquímetro digital de precisão de 0,1 Ncm. Os resultados foram analisados estatisticamente (ANOVA, teste t ($\alpha = 0,05$), Correlação de Pearson). Foi encontrada diferença estatística entre os grupos passivos e não-passivos para: porcentagem do torque de afrouxamento (UCLA, $p = 0,0087$; MP, $p = <0,0001$); tensão média (MP, $p = 0,0192$) independente da adaptação e entre as barras desadaptadas ($p = 0,0001$) qualquer que fosse o pilar utilizado. A correlação de Pearson indicou correlação positiva entre: desajuste x destorque (UCLA, $r = 0,6503$ e $p = 0,0019$; MP, $r = 0,7338$ e $p = 0,0002$); torque de afrouxamento x tensão para UCLA ($r = 0,5373$ e $p = 0,0145$); desajuste e tensão ($r = 0,5678$ e $p = 0,0001$). Pode-se concluir que os parafusos protéticos apresentam maior afrouxamento em próteses não passivas. Infraestruturas protéticas desadaptadas induzem maiores níveis de tensão e desajuste vertical quando comparadas com infraestruturas passivas. Pilares UCLA mostraram os melhores resultados próteses não passivas. Tensão, desajuste vertical e torque de afrouxamento foram fatores correlacionados.

Palavras chave: torque, titânio, implante.

ABSTRACT

The passive fit of prosthetic frameworks is considered essential to the longevity of rehabilitation treatment on dental implants. The aim of this study was to analyze vertical misfit of overdentures bars casted in Ti cp; measure the strain, vertical misfit and loosening torque of prosthetic screws, in passive and non-passive frameworks. Twenty bars were casted with Ti cp, retained by two implants, using two types of abutments (UCLA and MA), on which they were evaluated using an optical microscope comparison, the marginal misfit inherent of casting. The misfit quantification followed the protocol of single-screw test (32 Ncm and 10 Ncm). Twenty index were manufactured (10 for each abutment). The misfit were standardized by interposing a metal ring of 200 μm between pilar A abutment and prosthetic cylinder. In the *index* were evaluated the misfit level, following the same protocol used for measure after casting, and the loosening torque. The measurements of strain were made by strain gauges fixed in the replicas, after retorque of prosthetic screws. The loosening torque of prosthetic screws was evaluated using a digital torque meter with 0.1 Ncm of precision. The results were statistically analyzed (ANOVA, test t, Pearson correlation). Statistical difference was found between passive and non-passive groups: for vertical misfit ($p < 0.0001$ for both abutments); percentage of loosening torque (UCLA, $p = 0.0087$; MA, $p = <0.0001$); mean strain (MA, $p = 0.0192$) independently of passivity and between the bars desadapted ($p = 0.0001$) regardless the abutment used. Pearson's correlation ($\alpha = 0.05$) indicated a positive correlation between: misfit x loosening torque (UCLA, $r = 0.6503$ e $p = 0.0019$; MA, $r = 0.7338$ e $p = 0.0002$); loosening torque x strain for UCLA ($r = 0.5373$ e $p = 0.0145$); misfit x strain ($r = 0.5678$ e $p = 0.0001$). It can be concluded: the prosthetic screws have a higher tendency for loosening in ill-fitting prostheses; non-passive frameworks induce higher levels of strain and vertical misfit compared with passive frameworks; UCLA abutments showed the better results in non-passive prostheses; strain, vertical misfit and loosening torque were correlated factors.

Key Words: torque, implant, titanium.

SUMÁRIO

DEDICATÓRIA	xiii
AGRADECIMENTOS	xv
INTRODUÇÃO	1
CAPÍTULO 1: <i>Effect of misfit and prosthetic abutments on strain induced in overdenture – retaining system casted in Ti cp and in loosening torque of prosthetic screw</i>	6
CONSIDERAÇÕES GERAIS	24
CONCLUSÃO	28
REFERÊNCIAS	29
APÊNDICE	37
ANEXO 1	49
ANEXO 2	50

DEDICATÓRIA

A Deus, pela minha saúde, força e vida.

Aos meus pais, José Hélio Zen e Vera Lucia Massucato Zen, por terem dado carinho e apoio em todas as minhas decisões pela vida, sempre me guiando corretamente.

Aos meus irmãos, José Hélio Zen Junior e Italo Massucato Zen, pelo apoio, companheirismo e compreensão, estando sempre ao meu lado.

À minha cunhada, Bruna dos Santos, uma verdadeira mãe.

AGRADECIMENTO ESPECIAL

Ao meu Orientador Prof. Dr. **Marcelo Ferraz Mesquita**, pela amizade e confiança depositada em mim, dando o suporte necessário e ensinamentos durante minha jornada na Pós Graduação. Agradeço por toda atenção e compreensão em todos esses anos de trabalho.

À minha Coorientadora **Prof. Dra. Juliana Maria Costa Nunez Pantoja**, pela amizade em todos esses anos, por toda colaboração e disponibilidade para que a realização deste trabalho fosse possível.

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 em realizar o Programa de Mestrado.

À **Profa. Dra. Renata Cunha Matheus Rodrigues Garcia**, Coordenadora Geral da Pós-Graduaçãoe ao **Prof. Dr. Marcio Moraes**, Coordenador do Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica.

À **Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo – FAPESP**, pela concessão da bolsa de estudo (2011/15512-1) e auxílio (2012/05708-9).

Aos **docentes do Departamento de Prótese e Periodontia atuantes no Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica**, pelos ensinamentos e experiências cotidianas fundamentais para minha formação.

Aos docentes **Prof. Dr. Marcelo Ferraz Mesquita, Prof. Dr. Rafael Leonardo Xediek Consani e Prof. Dr. Valentim Adelino Ricardo Barão** da Área de Prótese Total, pela oportunidade de participar das atividades clínicas e teóricas da Graduação. A experiência adquirida com essas atividades foi de grande valia na minha formação.

Aos docentes **Prof. Dr. Guilherme Elias Pessanha Henriques e Prof. Dr. Mauro Antonio de Arruda Nóbilo**, pelo apoio, dedicação, incentivo e companheirismo nesses anos de Pós-Graduação.

Ao **Prof. Dr. Mateus Bertolini Fernandes dos Santos**, pela amizade e companheirismo.

Ao Técnico de Laboratório da Área Prótese Total **Eduardo Pinez Campos**, pela disponibilidade, auxílio e companheirismo.

Ao Técnico de Laboratório de Pré-Clínica **Paulo Alcarde**, por toda paciência e amizade em todos os anos de Graduação e agora na Pós-Graduação.

À **Prof. Dra. Solimar Ganzarolli**, pela amizade e ensinamentos.

Aos amigos, **Gustavo Forjas Corradini, Paulo Victor de Assis Antonio, Tiago Filipe Correa Tavares, Ricardo Armini Caldas, Ataís Bacchi, Moises Nogueira, Roberto Galvão Dinelli, Felipe Nogueira Anacleto, Maysa Bataglia, Valdir Andrade, Monokuame Castelo, Leandro Pozzer, Lucas Cavalieri, Aloísio Oro Spazzin, Julia Campana, Paula Furlan Bavia, Lis Meirelis, Gabriel Abuna, Tiago Bueno, Igor Claes, André Prezotto, André Pinho, Guilherme Guarda, Luiz Steula, Rafael Vittiente** outros, onde nos tornamos mais do que amigos, nos tornamos irmãos.

Às minhas amigas e irmãs **Cláudia Lopes Brilhante Bhering, Isabella da Silva Vieira Marques e Sabrina Rodrigues**, por toda ajuda e companheirismo nesses anos de Pós-Graduação.

Ao **Prof. Dr. Ricardo Faria Ribeiro**, o qual disponibilizou o Laboratório de Estudos Biomecânicos em Prótese e Implantes do Departamento de Materiais Dentários e Prótese da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto – USP. para a realização das fundições referentes às infra-estruturas.

À empresa **SIN** pelo apoio durante a realização deste trabalho.

A todos que indiretamente contribuíram para a realização deste trabalho.

INTRODUÇÃO

Pacientes desdentados totais com severa reabsorção óssea mandibular apresentam dificuldades quanto a utilização de próteses totais mucossuportadas, devido a falta de retenção e estabilidade, que acarretam diminuição da função mastigatória (Bergman e Carlsson, 1985; Van Waas, 1990; Naert et al., 1994). Em virtude disto, sistemas de encaixe associados a implantes podem ser considerados soluções para tais problemas (Attard e Zarb, 2004; Andreiotelli et al., 2010), dando origem às próteses chamadas Overdentures (Naert et al., 1994; Porter et al., 2002; Botega et al., 2004). Quando próteses totais são substituídas por Overdentures, é observado nítido aumento da função mastigatória, retenção e estabilidade (Ochiai et al., 2004).

Overdentures podem apresentar diversos sistemas de encaixes, sendo os mais utilizados, os sistemas barra-clip, o`ring e magneto (Van Kampen et al., 2003). Esses sistemas apresentam como característica comum a presença de um componente preso à base da prótese, e um componente posicionado sobre os implantes (Naert et al., 1999; Walton et al., 2002). Para o sistema barra-clipe, o componente posicionado sobre os implantes é uma barra metálica que une dois ou mais implantes, sobre a qual se adapta um clipe preso à base da prótese. Van Kampen et al. (2004), acompanharam 18 pacientes usuários de Overdentures com dois implantes. De três em três meses, os sistemas de retenção dessas próteses eram substituídos, e mensurada a força necessária para remoção dessas próteses. Concluíram que o sistema que oferecia ao paciente maior força de retenção foi o barra-clipe, seguido do o`ring, e por último, o magnético (Van Kampen et al., 2004).

Inicialmente, as barras metálicas que compõe o sistema barra-clipe eram confeccionadas em metais nobres (ligas de ouro), assim como as demais infraestruturas

implantossuportadas. Todavia, devido ao alto custo dessas ligas, passaram a ser confeccionadas com ligas não nobres. Estas, entretanto, podem apresentar insuficiente adaptação cervical; reações alérgicas aos metais como níquel e berílio e apresentam baixa resistência à corrosão (Taira et al., 1989; Lautenschlager e Monaghan, 1993; Wang e Fenton, 1996; Chai e Chou, 1998; De Torres et al., 2007).

Dessa maneira, iniciaram-se estudos a respeito do uso do titânio e suas ligas na construção dessas infraestruturas. Esse metal apresenta características favoráveis quando comparado as ligas nobres, como biocompatibilidade, elevada resistência à corrosão, baixo custo, propriedades mecânicas favoráveis, baixa densidade e baixa condutibilidade térmica (Taira et al., 1989; Lautenschlager e Monaghan, 1993; Wang e Fenton, 1996; Roach, 2007). Entretanto, apresenta alto ponto de fusão ($\pm 1700^{\circ}\text{C}$) e alta reatividade química com o oxigênio, nitrogênio e hidrogênio do ar, quando aquecido a temperaturas elevadas (acima de 600°C), sendo difícil de ser fundido e/ou soldado (Wang e Fenton, 1996). Portanto, para fundir ou soldar este metal, é necessário fazer uso de equipamento especial, que mantenha atmosfera inerte (gás argônio), impedindo a contaminação do titânio (Wang e Fenton, 1996; Roach, 2007).

Sabe-se que, mesmo quando realizados de maneira criteriosa, os procedimentos laboratoriais podem gerar distorções na infraestrutura metálica (Romero et al., 2000; Lee et al., 2008; Mitha et al., 2009). Contudo, níveis consideráveis de tensões no sistema suportado por implantes podem acarretar danos à osseointegração, aos parafusos de retenção e a outros componentes do sistema, ou seja, problemas mecânicos e biológicos (Adell et al., 1981; Roberts et al., 1984; Zarb e Schmitt, 1991; Bauman et al., 1992; Naert et al., 1992; Burguete et al., 1994; Carlson e Carlsson, 1994; Jemt e Lekholm, 1998; Kan et

al., 1999). Próteses múltiplas implantossuportadas que não apresentam assentamento passivo aos implantes, podem gerar tensões residuais estáticas cuja magnitude depende da amplitude do desajuste (Millington e Leung, 1995; Uludamar e Leung, 1996; Hegde et al., 2009; Abduo et al., 2011). Isso ocorre devido à ausência do ligamento periodontal, que consegue amortecer os impactos entre o elemento dentário e tecido ósseo (Richter, 1989; Watanabe et al., 2000).

Umas das complicações frequentemente reportadas em reabilitações com implantes é a instabilidade ou afrouxamento do parafuso protético (Jemt, 1991; Jemt et al., 1992; Naert et al., 1992; Jemt e Lekholm, 1993; Jemt, 1994; Kallus e Bessing, 1994; Behr et al., 1998; Al-Turki et al., 2002; Byrne et al., 2006; Kim et al., 2010). O afrouxamento de um determinado parafuso em próteses múltiplas nem sempre é percebido pelo profissional ou paciente. Isso implica em sobrecarga aos demais parafusos, que poderão também afrouxar ou até mesmo fraturar (Byrne et al., 2006).

De acordo com LEWIS et al. (1992), o parafuso protético do intermediário protético apresenta menor resistência, e uma vez que forças excessivas são geradas sobre a reabilitação protética, como uma sobrecarga, o parafuso protético é mais susceptível a afrouxar, prevenindo assim futuras complicações diretas com o implante (Lewis et al., 1992).

Do ponto de vista prático, adaptação perfeita é praticamente impossível de se conseguir (Carlson e Carlsson, 1994; Karl et al., 2004). Dessa maneira, o objetivo clínico é alcançar o menor nível possível de desadaptação (Hecker e Eckert, 2003; Abduo et al., 2010). Jemt T (1991) definiu assentamento passivo como nível de desadaptação que não

cause qualquer complicação biológica ou mecânica ao longo do tempo, sugerindo valores de desadaptação inferiores a 150 μm .

Além da desadaptação marginal das próteses, outros fatores têm sido associados ao afrouxamento dos parafusos protéticos, como por exemplo: cargas oclusais cíclicas induzindo micromovimento entre implante e prótese, desgastando áreas microscópicas de contato entre os sistemas (Jorneus et al., 1992; Duyck et al., 1997; Cantwell e Hobkirk, 2004); assentamento do parafuso (Jemt et al., 1992; Jorneus et al., 1992; Siamos et al., 2002; Byrne et al., 2006); cargas compressivas de magnitude igual ou superior à pré-carga do parafuso (Mcalarney e Stavropoulos, 1996; Alkan et al., 2004; Yousef et al., 2005); além de diferenças de forma e material de confecção de parafusos (Yousef et al., 2005). Após o torque nos parafusos protéticos de infraestruturas que apresentam assentamento passivo, são criadas somente forças de fixação e pré-carga. A força compressiva criada pela pré-carga garante o contato entre a cabeça do parafuso e a base do pilar. A elongação do parafuso coloca as roscas em tensão. A recuperação elástica do parafuso cria uma força que mantém a prótese e o implante em contato (Haack et al., 1995). A falha do parafuso de fixação poderá ocorrer em dois estágios: o primeiro, quando a tensão compressiva e friccional que mantém as superfícies em contato são excedidas por uma carga; o segundo, quando as forças que mantêm as superfícies em contato diminuem a tal ponto que a vibração e micromovimento acabam levando ao afrouxamento do parafuso (Cantwell e Hobkirk, 2004). Na tentativa de reduzir o afrouxamento dos parafusos, alguns estudos avaliaram o efeito do retorque após 10 minutos do torque inicial de aperto em pilares intermediários, sugerindo um modo fácil e rápido para aumentar a estabilidade da conexão (Siamos et al., 2002; Spazzin et al., 2010; Farina et al., 2014).

Estudos com o método dos elementos finitos mostraram que a amplitude do desajuste marginal e rigidez do material de confecção da infraestrutura protética do sistema barra-clipe geram tensões na barra, nos parafusos protéticos e no implante (Abreu et al., 2010; Spazzin et al., 2011a; Spazzin et al., 2011b; Spazzin et al., 2013; Dos Santos et al., 2014).

Dessa maneira, o objetivo no presente estudo foi analisar a média de distorção vertical representativa da fundição em Ti cp de barras de próteses tipo Overdentures; avaliar as tensões induzidas e torque de afrouxamento do parafuso protético, em infraestruturas protéticas passivas e não-passivas e correlacionar os achados, para verificar a presença de correlação positiva ou negativa das variáveis.

A hipótese nula é que diferentes níveis de desajuste vertical e diferentes tipos de pilares protéticos não influenciam: 1) o torque de afrouxamento de parafusos protéticos; 2) a tensão induzida para os componentes protéticos.

CAPÍTULO 1

Effect of misfit and prosthetic abutments on strain induced in overdenture – retaining system casted in Ti cp and in loosening torque of prosthetic screw

Authors

Bruno Massucato Zen¹, Juliana Maria Costa Nunez Pantoja¹, Ricardo Faria Ribeiro², Rafael Leonardo Xediek Consani¹, Marcelo Ferraz Mesquita¹

- 1) Piracicaba Dental School, Department of Prosthodontics and Periodontology, Campinas State University (UNICAMP)
- 2) Ribeirao Preto Dental School, Department of Dental Materials and Prosthodontics, University of Sao Paulo (USP)

Corresponding author

Bruno Massucato Zen
901 Limeira Avenue, CEP: 13414-903; Piracicaba-SP, Brazil
E-mail: drbrunozen@gmail.com
Phone: 55 (19) 2106 5211 - Fax: 55 (19) 2106 5218

*Artigo de acordo com as normas para publicação no periódico *Journal of Biomechanics*

Abstract

The aim of this study was to analyze the mean of vertical misfit of overdentures bars casted in Ti cp; measure the strain and loosening torque of prosthetic screws, in passive and non-passive frameworks. Twenty bars were casted with Ti cp, retained by two implants, using two types (UCLA and Mini-abutments) of abutments. The misfit was evaluated using an optical microscope. The misfit quantification followed the protocol of single-screw test. Twentyindex were manufactured. The misfit was standardized by interposing a metal ring of 200 μm between pilar A. In the index was also evaluated the misfit level, loosening torque and strain. The measurements of strain were made by strain gauges fixed in the replicas. The loosening torque of prosthetic screws was evaluated using a digital torque meter. Statistical difference ($\alpha = 0.05$) was found between passive and non-passive groups: for vertical misfit ($p < 0,0001$ for both abutments); percentage loosening torque (UCLA, $p = 0.0087$; MA, $p < 0.0001$); mean strain (MA, $p = 0.0192$) independently of passivity and between the non-passive bars ($p = 0.0001$), regardless the abutment used. Pearson's correlation indicated a positive correlation between misfit x loosening torque (UCLA, $r = 0.6503$; MA, $r = 0.7338$); loosening torque x strain for UCLA ($r = 0.5373$) and misfit x strain ($r = 0.5678$). It can be concluded: the prosthetic screws have a higher tendency for loosening in non-passive prostheses; non-passive frameworks induce higher levels of strain and vertical misfit compared with passive frameworks; UCLA abutments showed the better results in non-passive prostheses; strain, vertical misfit and loosening torque were correlated factors.

Keywords: Denture; Implant-retained dental prosthesis; Fit

1- Introduction

The objective of complete dentures is to provide function, comfort and aesthetic for edentulous patients. These patients often experience problems with conventional dentures, such as insufficient stability and retention, together with a decrease in chewing ability. (Bergman e Carlsson, 1985; Van Waas, 1990; Naert et al., 1994) These problems can be solved with the use of implant-retained or implant-supported overdentures. (Attard e Zarb, 2004; Andreiotelli et al., 2010) When complete dentures are converted in overdentures, an increase of mastigatory function, retention and stability is observed. (Ochiai et al., 2004)

The fabrication of an implant-supported prosthesis requires an intimate and passive connection of the superstructure to the supporting implant(s). (Farina et al., 2012) Factors such as transmission of occlusal loads to the bone, stress distribution on the prosthetic components and passive adaptation of the prosthesis framework on the implant have been considered essential for the longevity of implants and prostheses. (Jemt et al., 1999; Sahin e Cehreli, 2001; De Torres et al., 2007)

Prosthetic frameworks were initially made of precious alloys. However, due to the high cost of these alloys, the use of alternatives materials was a good solution for framework casting. One alternative material is titanium that exhibits excellent biocompatibility, great corrosion resistance, desirable physical properties, low cost, low density, and low thermal conductivity. (Taira et al., 1989; Lautenschlager e Monaghan, 1993; Wang e Fenton, 1996; Craig Rg, 1997; Chai e Chou, 1998; Roach, 2007) However, it is a difficult metal to cast and weld. (Wang e Fenton, 1996; Nunez-Pantoja et al., 2011)

Conventional dental laboratory techniques fabricate a rigid framework assembly with an acceptable degree of fit accuracy. (De Torres et al., 2007) Potential distortion can be generated at any step of the fabrication process, from the impression making to the finishing and polishing. (Romero et al., 2000; Sahin e Cehreli, 2001; De Torres et al., 2007; Mitha et al., 2009)

The lack of passivity of implant-supported prostheses can lead to mechanical and biological complications such as adverse reactions of peri-implant tissue, marginal bone loss, mechanical failure of the prosthesis, loss of osseointegration, fracture of system components and loosening of the prosthetic screws. (Skalak, 1983; Jemt e Book, 1996; Byrne et al., 2006; De Torres et al., 2007) Loosening prosthetic screws on multiple prostheses is not always perceived by professionals or patients. This can cause the overloading of other screws, which also can loosen or even fracture. (Byrne et al., 2006) Finite element studies showed that amplification of the marginal misfit and the stiffness of this bar material increase stress levels in bar framework, prosthetic screws and implants. (Abreu et al., 2010; Spazzin et al., 2011a; Spazzin et al., 2011b; Dos Santos et al., 2014)

According to Lewis et al. (1992), the prosthetic screw of abutments has a lower resistance, and once excessive forces are generated on the prosthetic rehabilitation, to the point of overload, the prosthetic screw is more susceptible for to loosening, thereby preventing future direct complications in implants. (Lewis et al., 1992)

When a torque is applied to a screw, energy is expended in smoothing surface irregularities for maintaining the surfaces together.(Spazzin et al., 2010) After thread engagement, surface asperities are flattened and additional input torque is applied toward elongation of the screw and generation of preload. (Weiss et al., 2000) Some studies have

evaluated the effect of retightening the screws 10 minutes after the initial torque, suggesting an easy method to increase the joint stability. (Siamos et al., 2002; Spazzin et al., 2010; Farina et al., 2014)

The aim of this in vitro study was to analyze the average number of representative vertical distortion of casting Ti cp bar prosthesis type overdentures; evaluated the screw loosening and strain transmitted to bars in passive and non-passive systems.

The null hypothesis was that the vertical misfit and different abutments do not influence: 1) the loosening torque of prosthetic screws; 2) the strain induced to prosthetic components.

2- Material and Methods

For this study, two stainless steel master models were made and from them the waxed frameworks were obtained. For that, four modified implant analogs, two external-hexagon and two mini abutments (platform 4,1mm, SIN - Sistema de Implante Nacional S/A, Sao Paulo, SP, Brazil) were installed over the models (to simulate a Bar-clip Overdenture) using transversal screws. Modified analogs were made of titanium with 20 mm length and hollow interior to allow the elastic deformation to be detected by electrical resistances - strain gauges.

The metallic model aimed to represent the placement of two inter-foramen implants (Hertel e Kalk, 1993), with 20mm inter implant distance. Over the modified implant analogs, calcinable cylinders and UCLAs were adapted for waxing of framework designs, by progressive waxing technique. Afterwards, the waxed patterns were duplicated using an addition silicone matrix (Flexitime Easy Putty, Correct Flow, Heraeus-Kulzer, Hanau,

Germany) and reproduced in low shrinkage acrylic resin (Resin Pattern LS-GC America INC – USA) (Figure 1).

After all frameworks were waxed, they were casted in cp Ti (Tritan, Dentaaurum, Inspringen, Germany), finished and polished. Next to the contact region, between platform abutment analogs and the inferior border of the denture framework cylinders, only aluminum oxide (Asfer, Sao Caetano do Sul, Brazil) flush were performed. Twenty bars were reproduced, 10 for each abutment.

Strain, vertical misfit and loosening torque were evaluated at two situations: passive fit (P) and non-passive fit (NP). For passive situation, all frameworks were screwed on metallic model and the measurements were performed. To simulate the non-passive fit, the misfit was created using a steel ring of 200 μm , between abutment and implant analogue in pillar A, the abutment (pillar B) was screwed directly to the implant analogue.

Stone casts were fabricated with the aid of a parallelometer (Figure 2), for each bar. Then, all measurements were conducted. All analyses were made with new screws.

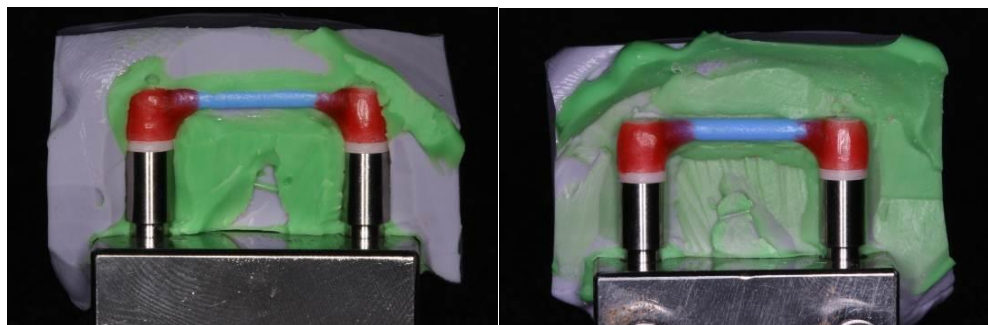


Figure 1. Silicone Matrix



Figure 2. Plaster casts obtainment on a parallelometer

Loosening torque analysis

The loosening torque analysis was performed in passive (P) and non-passive (NP) models. The procedures for tightening and loosening torque were performed using a digital torque meter with accuracy of 0.1 Ncm (TQ-8800 Torque Meter, Lutron, Taipei, Taiwan) coupled to a device allowing its vertical positioning, so lateral stresses would not be induced. The tightening torques of 10 Ncm (MA) and 32 Ncm (UCLAs) were applied for prosthetic screws. Ten minutes later the prosthetic screws were retightened, and the loosening torque and strain were evaluated for both after 10 minutes of retorque. The tightening, retightened and loosening torque sequence were first implemented in pillar A and then in pillar B. An average for each bar was made.

Vertical misfit analysis:

An optical microscope at 120x magnification (VMM-100-BT; Walter UHL, Asslar, Germany) was used to measure the vertical misfit between platform abutment analogs and the inferior border of the framework cylinders. The measurements were performed just one examiner, 3 times (ICC = 0.9989). An average for each bar was obtained. For misfit

analysis the specimens were tested by tightening the screws with 10 Ncm (MA) and 32 Ncm (UCLAs) through a single-screw test (Sartori et al., 2004; Spazzin et al., 2010; Farina et al., 2012) to simulate the maximum misfit of the framework. The analyses were performed on buccal and lingual sides in the cylinder B (when A was tightened). To standardize the position for the readings, a matrix was made so that all readings for all cylinders would be in the same position, in the middle point of each abutment, tagged with a pen mark.

Strain analysis:

The strain analysis was performed on passive and non-passive models. The measurement was performed by two strain gauges (PA-06-060BG-350L, Sensor Excel Engineering; Itatuba, Brazil) positioned directly on each modified analog (Figure 3). The strain gauges were arranged in a quarter Wheatstone bridge, allowing the capture of deformation by electrical signals on a computer-controlling device (ADS2000; Lynx Tecnologia Eletrônica Ltd, Sao Paulo, Brazil) processed by specific software (AqDados 7; Lynx). The framework was adapted over the modified analog and fixed according to manufacturer instructions with a torque of 10 Ncm (MA) and 32 Ncm (UCLAs). At the end, the obtained strain averages for each framework were analyzed. The analyses were performed over 20 mins, with an intermediary 5-min period selected after strain stabilization for statistics analysis purpose.

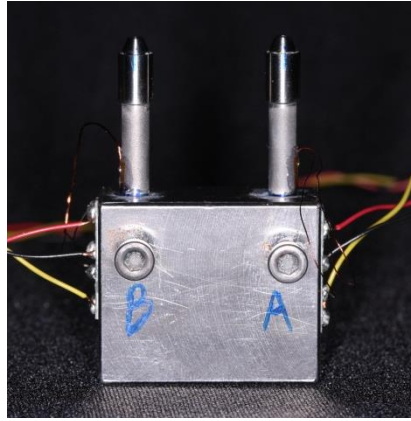


Figure 3. Strain gauges bonded on analogs surface with a quarter Wheatstone bridge.

3- Results

Table I shows the means of vertical misfit (UCLA and MA) obtained in passive and non-passive groups. The statistical analysis (Two Way ANOVA) revealed a significant difference in passive and non-passive groups for UCLA and MA. When compared to the abutments, there was statistical difference only in the passive group.

Table I. Mean and standard deviation of vertical misfit.

	Vertical misfit (μm)		
	Passive	Non-passive	<i>p-value</i>
UCLA	80 (40)Bb	390 (20)Aa	< 00001
MA	100 (40)Ab	400(20)Aa	< 0.0001
<i>p-value</i>	0.0460	0.1803	

Means of vertical misfit followed by different letters (capital, column; minor, line) differ statistically according to Two Way ANOVA test ($\alpha = 0.05$).

The statically analysis of strain values (Two Way ANOVA) showed interaction factors for Fit ($p = 0.0001$) and Abutments ($p = 0.0192$). There was no interaction for Fit x Abutments ($p = 0.0528$). Ill-fitted frameworks showed higher strain values regardless of the abutment used and MA induced higher mean strain when compared with UCLA independent of passivity.

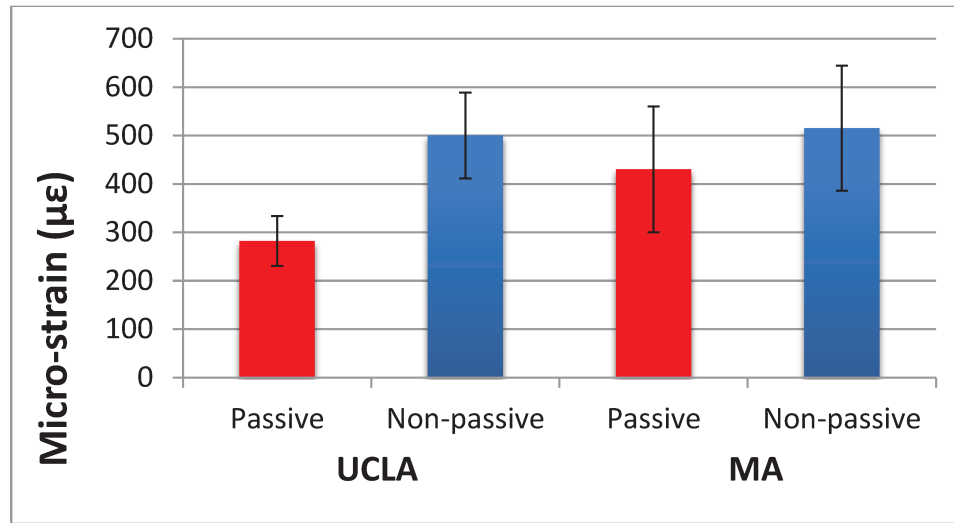


Figure 4. Graphic of mean strain for fit (P and NP) and abutments (UCLA and MA).

Table II shows statistical difference (test t) of loosening torque between the passive and non-passive groups for both abutments. The statistical analysis revealed significant difference between passive and non-passive groups for UCLA and MA.

Table II. Percentage of loosening torque

	Passive	Non-passive	<i>p-value</i>
UCLA	36% (7%)Ab	47% (6.6%)Ba	0.0087
MA	35% (9%)Ab	57% (11%)Aa	<0.001
<i>p-value</i>	ns	0.0127	

Means followed by different letters (capital, column; minor, line) are statistically according test t ($\alpha=0.05$).

There was a positive correlation: between loosening torque x misfit values for both abutments; loosening torque and strain for the UCLA group and between misfit and strain values. No correlation was found between loosening torque and strain for the MA group.

Table III. Correlation of misfit x strain, misfit x loosening torque, strain x loosening torque.

	<i>r</i>	<i>p-value</i>
Misfit x Strain	0.5678	0.0001
Misfit (UCLA) x Loosening torque (UCLA)	0.6503	0.0019
Misfit (MA) x Loosening torque (MA)	0.7338	0.0002
Loosening torque (UCLA) x Strain (UCLA)	0.5373	0.0145
Loosening torque (MA) x Strain (MA)	0.0107	0.9643

Pearson correlation coefficient ranges between -1 and 1.

4- Discussion

Some factors have been considered essential for the longevity of implants and prostheses, such as: transmission of occlusal loads to the bone; stress distribution on the prosthetic components; passive adaptation of the prosthesis framework on the implant. (Jemt et al., 1999; Sahin e Cehreli, 2001; De Torres et al., 2007)

In accordance with previous investigations, none of the assessed frameworks exhibited a passive fit. (Sartori et al., 2004; Abduo e Lyons, 2012) These findings confirm the literature reports on the difficulty of obtaining one-piece cast frameworks with good marginal fit. (Schiffleger et al., 1985; McCartney e Doud, 1993; Guichet et al., 2002; De Torres et al., 2007) The average of vertical misfit in this study ranged from 80 µm for UCLA passive and 100 µm for MA passive. Branemark in 1983 proposed 10 µm of vertical misfit in order to allow bone maturation and remodeling in response to occlusal loads, however, these values of vertical misfit are difficult to achieve. (Branemark, 1983) Jemt (1991) defined passivity as the level that did not cause long-term complications and suggested that values of vertical misfit lower than 150 µm are clinically acceptable. (Jemt, 1991) Although titanium is a difficult metal to cast and weld (Wang e Fenton, 1996; Nunez-Pantoja et al., 2011), the mean passive fit values found in the present study are among those currently considered as clinically acceptable.

Due to the standardization of vertical misfit in the manufacture of the specimens, the distortion of casting is not taken into consideration. Therefore, all frameworks showed similar misfit in non-passive frameworks ($p = 0.1803$), regardless of abutment and torque used.

In this study, the loosening torque measurements were performed aiming to check the actual amount of force absorbed by the screws after the retightening torque. Percentage of loosening torque values for all groups was lower than the initial tightening torque. This reduction in the final torque is consistent with some studies. (Haack et al., 1995; Spazzin et al., 2010; Bacchi et al., 2013) This finding can be explained by the hypothesis that the screw threads cannot be machined perfectly smooth (Dixon et al., 1995), part of the torque applied to the screws could have been lost to smooth the irregularities in the screw threads and abutment threads. (Spazzin et al., 2010) In non-passive frameworks, both groups increased their percentage, being higher in MA abutments (57%). Thus, the first null hypothesis (vertical misfit and different abutments do not influence the loosening torque of prosthetic screws) was rejected.

Strain gauge is a controllable method for quantitative analysis of strain, currently used for this purpose. (Watanabe et al., 2000; Abduo et al., 2011; Abduo e Lyons, 2012) The strain gauge was positioned directly on each modified analog to measure the deformation suffered in implantssuported system and did not measure the strain that can be generated on the bone.

Karl et al., (2004) have defined passive fit as the absence of strain upon framework fixation. (Karl et al., 2004) All frameworks evaluated in this study generated strain in the system, even in the passive group. The misfit and strain after casting the titanium framework can be explained by an intrinsic distortion in the casting process (Romero et al., 2000; Sahin e Cehreli, 2001; De Torres et al., 2007; Mitha et al., 2009), causing a certain misfit to the framework/implant interface. Moreover, there are only calcinable cylinders available for casting titanium framework, which do not present the same precision of the

overcasting ones, that are available for other materials. (Bhering et al., 2013) Due to such limitation, the casting process may result in irregularities and roughness in the abutment contact surface, which cause a greater embedment relaxation and greater loss of preload (Carr et al., 1996; Binon, 2000), influencing the fit between frameworks and abutments. Therefore, when multiple prostheses are tightened, forces inherent to the process can be created due to the presence of a marginal misfit. (Millington e Leung, 1995; Uludamar e Leung, 1996; Abreu et al., 2010)

When a vertical misfit was simulated, the frameworks increased the strain induced to the system and MA showed the higher average of strain, rejecting the second null hypothesis. This difference of MA probably happened due to the design of abutment. The height of MA abutment compared to the height of the hexagon (UCLA group) can complicate the fit of multiple prostheses compared to prostheses fit in hexagons, because their increased surface allows for a larger number of irregularities due the casting procedure. This factor can increase the strain and vertical misfit in mini-abutments.

Although the MA showed unfavorable results for prosthetic rehabilitation, they act that to prevent future complications to the implants. According to Lewis et al. (1992), when excessive forces are generated on rehabilitation, the screw of prosthetic abutment is more susceptible to loosening because of its lower resistance. (Lewis et al., 1992)

The increase of vertical misfit (200 μm), simulating non-passive frameworks, was followed by the increase percentage of loosening torque values and increased strain, demonstrating a positive correlation with: loosening torque, indicating that as the misfit increases, percentage of loosening torque values increases significantly; between loosening torque x strain in UCLA group and between strain x misfit, the greater is the vertical misfit,

the greater is the strain induced to the system. These findings are in agreement with other authors: vertical misfit x loosening torque (Binon, 1996); vertical misfit x strain. (Hegde et al., 2009; Abduo e Lyons, 2012; Abduo e Swain, 2012) Due to the periodontal membrane being absent in osseointegrated implants (Richter, 1989), any stress (static or dynamic) occurring in the system will be transmitted to its components. Even with the insertion of prosthetic screws, correction of misfits and closing of slits are not entirely obtained, indicating that the force to adapt the prosthetic framework is a major contributor to the excessive stress transmitted to implantssuported system (Cantwell e Hobkirk, 2004), acting on the screw joint (Skalak, 1983; Abreu et al., 2010; Spazzin et al., 2011a; Spazzin et al., 2011b; Dos Santos et al., 2014), increasing the micromovements at the abutment/implant interface (Gratton et al., 2001) and decreasing the stability of the connection.

The cyclic loading was not applied in specimens. The location and magnitude of occlusal forces affect the amount and quality of the strain transmitted to the components of bone-implant-prosthesis system. (Sahin e Cehreli, 2001) Therefore further studies are needed on the bar-clip system, with the variation of metals to fabricate the framework and the application of mechanical cycling, simulating a clinical situation.

Thus, it is important to emphasize that prosthetic screw loosening may be a sign of a future failure of other components (Al-Turki et al., 2002; Byrne et al., 2006) and the development of biological complications, besides suggesting the presence of overload on rehabilitation. (Weiss et al., 2000; Byrne et al., 2006). This study was clear to note that strain, vertical misfit and loosening torque were correlated factors, and that any of these items suffered a change, the entire system was eventually overloaded.

Conclusion

With the results of this study, it can be concluded:

- The prosthetic screws have a higher tendency for loosening in ill-fitting prostheses.

- UCLA abutment showed the better results in non-passive prostheses.

- Non-passive frameworks induce higher levels of strain and vertical misfit

compared with passive frameworks.

- Strain, vertical misfit and loosening torque were correlated factors.

Acknowledgement

The authors thank FAPESP (Sao Paulo Research Foundation) for providing financial support grant (2011/15512-1 and 2012/05708-9)

References

- 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; Jun (22): 658-63.
- Abduo J, Lyons K. Effect of vertical misfit on strain within screw-retained implant titanium and zirconia frameworks. *J Prosthodont Res.* 2012; Apr (56): 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; May-Jun (27): 529-36.
- 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; Aug (19): 425-31.
- 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; Jan-Feb (15): 38-42.
- Andreiotelli M, Att W, Strub JR. Prosthodontic complications with implant overdentures: a systematic literature review. *Int J Prosthodont.* 2010; May-Jun (23): 195-203.
- Attard NJ, Zarb GA. Long-term treatment outcomes in edentulous patients with implant overdentures: the Toronto study. *Int J Prosthodont.* 2004; Jul-Aug (17): 425-33.
- Bacchi A, Paludo L, Ferraz Mesquita M, Schuh C, Federizzi L, Oro Spazzin A. Loosening torque of prosthetic screws in metal-ceramic or metal-acrylic resin implant-supported dentures with different misfit levels. *J Biomech.* 2013; Apr 26 (46): 1358-62.
- Bergman B, Carlsson GE. Clinical long-term study of complete denture wearers. *J Prosthet Dent.* 1985; Jan (53): 56-61.

- 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; May-Jul (71): 404-9.
- Binon P. The External Hexagonal Interface and Screw-Joint Stability: A Primer on Threaded Fasteners in Implant Dentistry. *Quintessence of Dental Technology* 2000; (23): 91.
- Binon PP. The effect of implant/abutment hexagonal misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont.* 1996; Mar-Apr (9): 149-60.
- Branemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent.* 1983; Sep (50): 399-410.
- 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; May-Jun (15): 164-71.
- Cantwell A, Hobkirk JA. Preload loss in gold prosthesis-retaining screws as a function of time. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004; Jan-Feb (19): 124-32.
- 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; Sep-Oct (11): 589-98.
- Chai T, Chou CK. Mechanical properties of laser-welded cast titanium joints under different conditions. *J Prosthet Dent.* 1998; Apr (79): 477-83.
- Craig RG HC, Kohn III A, O'Brien WJ, Peuton FA, Powers JM (1997). *Cast and wrought base metal alloys.* Saint Louis - Mosby.
- 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; Oct (35): 800-5.
- Dixon DL, Breeding LC, Sadler JP, McKay ML. Comparison of screw loosening, rotation, and deflection among three implant designs. *J Prosthet Dent.* 1995; Sep (74): 270-8.
- Dos Santos MB, Bacchi A, Correr-Sobrinho L, Consani RL. The influence of clip material and cross sections of the bar framework associated with vertical misfit on stress distribution in implant-retained overdentures. *Int J Prosthodont.* 2014; Jan-Feb (27): 26-32.
- 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; Jul-Aug (27): 833-8.
- Farina AP, Spazzin AO, Xediek Consani RL, Mesquita MF. Screw joint stability after the application of retorque in implant-supported dentures under simulated masticatory conditions. *J Prosthet Dent.* 2014; Jan 11
- Gratton DG, Aquilino SA, Stanford CM. Micromotion and dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface. *J Prosthet Dent.* 2001; Jan (85): 47-52.
- Guichet DL, Yoshinobu D, Caputo AA. Effect of splinting and interproximal contact tightness on load transfer by implant restorations. *J Prosthet Dent.* 2002; May (87): 528-35.
- Haack JE, Sakaguchi RL, Sun T, Coffey JP. Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1995; Sep-Oct (10): 529-36.

- 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; Apr (18): 151-61.
- Hertel RC, Kalk W. Influence of the dimensions of implant superstructure on peri-implant bone loss. *Int J Prosthodont.* 1993; Jan-Feb (6): 18-24.
- 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; Fall (6): 270-6.
- Jemt T, Back T, Petersson A. Precision of CNC-milled titanium frameworks for implant treatment in the edentulous jaw. *Int J Prosthodont.* 1999; May-Jun (12): 209-15.
- Jemt T, Book K. Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996; Sep-Oct (11): 620-5.
- 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; Jan-Feb (19): 30-7.
- Lautenschlager EP, Monaghan P. Titanium and titanium alloys as dental materials. *Int Dent J.* 1993; Jun (43): 245-53.
- Lewis SG, Llamas D, Avera S. The UCLA abutment: a four-year review. *J Prosthet Dent.* 1992; Apr (67): 509-15.
- McCartney JW, Doud R. Passive adaptation of the prosthesis-implant interface by soldering gold cylinders to the framework casting. *J Prosthet Dent.* 1993; Jul (70): 17-20.
- 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; Nov-Dec (8): 511-6.
- Mitha T, Owen CP, Howes DG. The three-dimensional casting distortion of five implant-supported frameworks. *Int J Prosthodont.* 2009; May-Jun (22): 248-50.
- Naert I, Quirynen M, Hooghe M, van Steenberghe D. A comparative prospective study of splinted and unsplinted Branemark implants in mandibular overdenture therapy: a preliminary report. *J Prosthet Dent.* 1994; May (71): 486-92.
- Nunez-Pantoja JM, Vaz LG, Nobilo MA, Mesquita MF. Fatigue performance of joints executed in pure titanium structures with several diameters. *Dent Mater J.* 2011; Nov 25
- Ochiai KT, Williams BH, Hojo S, Nishimura R, Caputo AA. Photoelastic analysis of the effect of palatal support on various implant-supported overdenture designs. *J Prosthet Dent.* 2004; May (91): 421-7.
- Richter EJ. Basic biomechanics of dental implants in prosthetic dentistry. *J Prosthet Dent.* 1989; May (61): 602-9.
- Roach M. Base metal alloys used for dental restorations and implants. *Dent Clin North Am.* 2007; Jul (51): 603-27, vi.
- Romero GG, Engelmeier R, Powers JM, Canterbury AA. Accuracy of three corrective techniques for implant bar fabrication. *J Prosthet Dent.* 2000; Dec (84): 602-7.
- Sahin S, Cehreli MC. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. *Implant Dent.* 2001; (10): 85-92.

- Sartori IA, Ribeiro RF, Francischone CE, de Mattos Mda G. In vitro comparative analysis of the fit of gold alloy or commercially pure titanium implant-supported prostheses before and after electroerosion. *J Prosthet Dent*. 2004; Aug (92): 132-8.
- Schiffleger BE, Ziebert GJ, Dhuru VB, Brantley WA, Sigaroudi K. Comparison of accuracy of multiunit one-piece castings. *J Prosthet Dent*. 1985; Dec (54): 770-6.
- Siamos G, Winkler S, Boberick KG. Relationship between implant preload and screw loosening on implant-supported prostheses. *J Oral Implantol*. 2002; (28): 67-73.
- Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent*. 1983; Jun (49): 843-8.
- Spazzin AO, Abreu RT, Noritomi PY, Consani RL, Mesquita MF. Evaluation of stress distribution in overdenture-retaining bar with different levels of vertical misfit. *J Prosthodont*. 2011a; Jun (20): 280-5.
- Spazzin AO, Dos Santos MB, Sobrinho LC, Consani RL, Mesquita MF. Effects of horizontal misfit and bar framework material on the stress distribution of an overdenture-retaining bar system: a 3D finite element analysis. *J Prosthodont*. 2011b; Oct (20): 517-22.
- 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; Jan (21): 12-7.
- Taira M, Moser JB, Greener EH. Studies of Ti alloys for dental castings. *Dent Mater*. 1989; Jan (5): 45-50.
- 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; Jan-Feb (9): 16-20.
- van Waas MA. The influence of clinical variables on patients' satisfaction with complete dentures. *J Prosthet Dent*. 1990; Mar (63): 307-10.
- Wang RR, Fenton A. Titanium for prosthodontic applications: a review of the literature. *Quintessence Int*. 1996; Jun (27): 401-8.
- 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; Mar-Apr (15): 209-18.
- Weiss EI, Kozak D, Gross MD. Effect of repeated closures on opening torque values in seven abutment-implant systems. *J Prosthet Dent*. 2000; Aug (84): 194-9.

CONSIDERAÇÕES GERAIS

O objetivo no presente estudo foi analisar a quantidade média de distorção vertical representativa da fundição em Ti cp de barras de próteses tipo Overdentures; avaliar as tensões induzidas e torque de afrouxamento do parafuso protético, em infraestruturas protéticas passivas e não-passivas e correlacionar os achados, para verificar a presença de correlação positiva ou negativa das variáveis.

A fim de se obter uniformidade durante as análises, evitando que outros fatores pudessem interferir nas mesmas, não foi utilizado o intermediário (minipilar) entre o cilindro e o análogo, apenas o análogo do mesmo, sendo um corpo único, evitando assim a presença de mais um parafuso, o qual poderia interferir durante as mensurações.

Um método muito utilizado na literatura para avaliar a tensão em próteses implantossuportadas é a extensometria (Hegde et al., 2009; Abduo et al., 2011; Abduo e Lyons, 2012; Abduo e Swain, 2012). Nesta técnica utilizam-se sensores elétricos (*strain gauges*) capazes de registrar a deformação elástica da superfície do material na qual estão colados. Nesse trabalho, cada barra foi posicionada sobre os análogos modificados, estando estes sobre a matriz metálica para a aferição da tensão após a fundição, e nos modelos de gesso, para se aferir a tensão em infraestruturas desadaptadas.

A sequência de aperto dos parafusos seguiu a ordem de A-B seguindo as recomendações dos fabricantes (10 Ncm MP e 32 Ncm UCLA), com retorque após 10 minutos do torque inicial para aumentar a estabilidade da conexão (Siamos et al., 2002; Spazzin et al., 2010; Farina et al., 2014).

A aferição da tensão foi realizada por meio de dois extensômetros elétricos de resistência ((PA-06-060BG-350L, Sensor Excel Engineering; Itatuba, Brazil), posicionados diretamente um em cada análogo modificado. Esses análogos constituem réplicas dos análogos convencionais de mini pilar e hexágono externo, que apresentam características favoráveis para a execução da metodologia proposta no estudo. Os mesmos são usinados em titânio, apresentando haste prolongada (20 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. 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.

O arranjo selecionado para os extensômetros em cada fixação foi de 1/4 de ponte de Wheatstone, a fim de obter-se o valor real de cada pilar, permitindo a captação das deformações por meio de sinais elétricos em um aparelho controlado por computador (ADS2000; Lynx Tecnologia Eletrônica Ltd, Sao Paulo, Brazil), e processado por um software específico (AqDados 7; Lynx). Ao final da análise foram obtidas médias de tensões para cada infraestrutura analisada.

A análise do desajuste marginal das infraestruturas protéticas foi realizada através da técnica do parafuso único, por ser um método consagrado na literatura (Sartori et al., 2004; Spazzin et al., 2010; Farina et al., 2012; Farina et al., 2014). Esta técnica possibilita a aferição dos desajustes criados durante a fase de confecção da peça protética, e uma vez em que todos os parafusos estivessem torquados, seria muito difícil a

visualização da desadaptação, pois estes fechariam os *gaps*. Porém, quando esta técnica é aplicada, as distorções e irregularidades decorrentes da fundição nas plataformas dos cilindros podem ocasionar valores exacerbados para o desajuste das infraestruturas. Portanto, quando uma situação clínica é analisada, os desajustes apresentados são consideravelmente menores, pois todos os parafusos da peça protética estarão torquados, entretanto gerar tensões indesejáveis ao tecido peri-implantar (Tramontino VS, 2009).

Os valores de desajuste vertical encontrado nos grupos após a fundição, apesar de apresentarem valores de desadaptação marginal, estão dentro do limite clinicamente aceitável relatado na literatura, que sugere valores inferiores a 150 µm de desadaptação, como proposto por Jemt, 1991. Esses resultados diferem de outros estudos (Sartori et al., 2004; Mitha et al., 2009; Nunez-Pantoja et al., 2011) que demonstram dificuldade durante a fundição convencional em titânio, apresentando adaptação cervical insuficiente, o que resulta em distorções e imprecisões em infraestruturas fundidas em titânio. Este desajuste pode ter sido consequência de distorções na infraestrutura, decorrentes da técnica convencional de fundição em titânio comercialmente puro. Esse metal não permite um procedimento chamado de sobrefundição, em que se utiliza cilindros com uma cinta metálica pré-frabricada, que poderia reduzir as irregularidades, bolhas e porosidades nas bases dos cilindros. Quando utilizados cilindros totalmente calcináveis, a probabilidade dessas imperfeições e rugosidades ocorrerem é maior, o que pode prejudicar a perfeita adaptação entre as infraestruturas e os pilares protéticos.

Para a confecção dos modelos do grupo não-adaptado, foram utilizados anéis metálicos com espessura de 200 µm, o qual foi interposto no pilar A, entre a infraestrutura e o análogo modificado. O conjunto foi inserido no modelo de gesso. Esta metodologia foi

adotada a fim de exacerbar o desajuste criado no grupo não passivo, padronizando o desajuste vertical nos modelos e não para as infraestruturas. Porém, não foi levada em consideração a distorção da infraestrutura após a fundição, podendo ser considerado uma limitação desta metodologia.

Afim de se padronizar o posicionamento vertical do torquímetro digital, foi utilizado um dispositivo para se evitar tensões laterais durante as aferições. Desta maneira, há maior segurança ao se afirmar que somente forças axiais foram aplicadas e não oblíquas.

Ao analisar os resultados do estudo, ficou nítido que próteses desadaptadas sobrecarregam o sistema implantorretido. Os valores de torque de afrouxamento dos parafusos protéticos apresentaram maior estabilidade nas infraestruturas passivas e o valor da tensão aumentou conforme aumentou-se a amplitude dos desajustes verticais. Estes achados estão de acordo com vários estudos (Millington e Leung, 1995; Kano et al., 2006; Hegde et al., 2009; Spazzin et al., 2010; Spazzin et al., 2011a; Abduo e Lyons, 2012; Abduo e Swain, 2012) que também afirmam que há maior soltura de parafusos quando analisadas próteses mal adaptadas, pois podem gerar tensões estáticas residuais, na qual a magnitude depende da amplitude do desajuste.

A ciclagem mecânica não foi utilizado nesse estudo, sendo uma limitação do estudo. A localização e a magnitude das forças oclusais afetam a quantidade e a qualidade da tensão transmitida para os componentes do sistema implantossuportado (Sahin e Cehreli, 2001). Portanto mais estudos são necessários sobre o sistema barra-clipe e com a variação dos metais para confecção das infraestruturas e a aplicação da ciclagem mecânica, simulando uma situação clínica.

CONCLUSÃO

Com os resultados desse estudo, pode-se concluir:

- Os parafusos protéticos apresentam maior afrouxamento em próteses não passivas.
- Pilares UCLAs apresentaram os melhores resultados em próteses não passivas.
- Infraestruturas protéticas não passivas induzem maiores níveis de tensão quando comparadas com infraestruturas passivas.
- Tensão, desajuste vertical e torque de afrouxamento são fatores correlacionados.

REFERÊNCIAS¹

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): 658-63.

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, 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.

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.

Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg.* 1981; 10(6): 387-416.

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.

Alkan I, Sertgoz A, Ekici B. Influence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implant screws. *J Prosthet Dent.* 2004; 91(4): 319-25.

Andreiotelli M, Att W, Strub JR. Prosthodontic complications with implant overdentures: a systematic literature review. *Int J Prosthodont.* 2010; 23(3): 195-203.

¹ De acordo com as normas da UNICAMP/FOP, baseadas na padronização do International Committee of Medical Journal Editors. Abreviatura dos periódicos em conformidade com o Medline.

- Attard NJ, Zarb GA. Long-term treatment outcomes in edentulous patients with implant overdentures: the Toronto study. *Int J Prosthodont.* 2004; 17(4): 425-33.
- Bauman GR, Mills M, Rapley JW, Hallmon WW. Plaque-induced inflammation around implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1992; 7(3): 330-7.
- 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(1): 51-8.
- Bergman B, Carlsson GE. Clinical long-term study of complete denture wearers. *J Prosthet Dent.* 1985; 53(1): 56-61.
- Botega DM, Mesquita MF, Henriques GE, Vaz LG. Retention force and fatigue strength of overdenture attachment systems. *J Oral Rehabil.* 2004; 31(9): 884-9.
- 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.
- 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.
- Carlson B, Carlsson GE. Prosthodontic complications in osseointegrated dental implant treatment. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1994; 9(1): 90-4.
- Chai T, Chou CK. Mechanical properties of laser-welded cast titanium joints under different conditions. *J Prosthet Dent.* 1998; 79(4): 477-83.

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

Dos Santos MB, Bacchi A, Correr-Sobrinho L, Consani RL. The influence of clip material and cross sections of the bar framework associated with vertical misfit on stress distribution in implant-retained overdentures. *Int J Prosthodont*. 2014; 27(1): 26-32.

Duyck J, Naert IE, Van Oosterwyck H, Van der Sloten J, De Cooman M, Lievens S et al. Biomechanics of oral implants: a review of the literature. *Technol Health Care*. 1997; 5(4): 253-73.

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.

Farina AP, Spazzin AO, Xediek Consani RL, Mesquita MF. Screw joint stability after the application of retorque in implant-supported dentures under simulated masticatory conditions. *J Prosthet Dent*. 2014; 111(6): 499-504.

Haack JE, Sakaguchi RL, Sun T, Coffey JP. Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1995; 10(5): 529-36.

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

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(2): 151-61.

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. Fixed implant-supported prostheses in the edentulous maxilla. A five-year follow-up report. *Clin Oral Implants Res*. 1994; 5(3): 142-7.

Jemt T, Lekholm U. Measurements of bone and frame-work deformations induced by misfit of implant superstructures. A pilot study in rabbits. *Clin Oral Implants Res*. 1998; 9(4): 272-80.

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(6): 635-40.

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(1): 40-4.

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(3): 353-9.

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(2): 169-78.

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

Kano SC, Binon P, Bonfante G, Curtis DA. Effect of casting procedures on screw loosening in UCLA-type abutments. *J Prosthodont*. 2006; 15(2): 77-81.

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(1): 30-7.

Kim YK, Kim SG, Yun PY, Hwang JW, Son MK. Prognosis of single molar implants: a retrospective study. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2010; 30(4): 401-7.

Lautenschlager EP, Monaghan P. Titanium and titanium alloys as dental materials. *Int Dent J*. 1993; 43(3): 245-53.

Lee H, So JS, Hochstedler JL, Ercoli C. The accuracy of implant impressions: a systematic review. *J Prosthet Dent*. 2008; 100(4): 285-91.

Lewis SG, Llamas D, Avera S. The UCLA abutment: a four-year review. *J Prosthet Dent*. 1992; 67(4): 509-15.

McAlarney ME, Stavropoulos DN. Determination of cantilever length-anterior-posterior spread ratio assuming failure criteria to be the compromise of the prosthesis retaining screw-prosthesis joint. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1996; 11(3): 331-9.

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.

Mitha T, Owen CP, Howes DG. The three-dimensional casting distortion of five implant-supported frameworks. *Int J Prosthodont*. 2009; 22(3): 248-50.

Naert I, Gizani S, van Steenberghe D. Bone behavior around sleeping and non-sleeping implants retaining a mandibular hinging overdenture. *Clin Oral Implants Res*. 1999; 10(2): 149-54.

Naert I, Quirynen M, Hooghe M, van Steenberghe D. A comparative prospective study of splinted and unsplinted Branemark implants in mandibular overdenture therapy: a preliminary report. *J Prosthet Dent.* 1994; 71(5): 486-92.

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.

Nunez-Pantoja JM, Vaz LG, Nobilo MA, Mesquita MF. Fatigue performance of joints executed in pure titanium structures with several diameters. *Dent Mater J.* 2011; 30(6): 887-93.

Nunez JM, Takahashi JM, Henriques GE, Nobilo MA, Consani RL, Mesquita MF. Radiographic inspection of porosity in pure titanium dumbbell castings. *Gerodontology.* 2011; 28(3): 233-7.

Ochiai KT, Williams BH, Hojo S, Nishimura R, Caputo AA. Photoelastic analysis of the effect of palatal support on various implant-supported overdenture designs. *J Prosthet Dent.* 2004; 91(5): 421-7.

Porter JA Jr., Petropoulos VC, Brunski JB. Comparison of load distribution for implant overdenture attachments. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2002; 17(5): 651-62.

Richter EJ. Basic biomechanics of dental implants in prosthetic dentistry. *J Prosthet Dent.* 1989; 61(5): 602-9.

Roach M. Base metal alloys used for dental restorations and implants. *Dent Clin North Am.* 2007; 51(3): 603-27, vi.

Roberts WE, Smith RK, Zilberman Y, Mozsary PG, Smith RS. Osseous adaptation to continuous loading of rigid endosseous implants. *Am J Orthod.* 1984; 86(2): 95-111.

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

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

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.

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*. 2011a; 20(4): 280-5.

Spazzin AO, Costa AR, Correr AB, Consani RL, Correr-Sobrinho L, dos Santos MB. Effect of bar cross-section geometry on stress distribution in overdenture-retaining system simulating horizontal misfit and bone loss. *J Biomech*. 2013; 46(12): 2039-44.

Spazzin AO, Dos Santos MB, Sobrinho LC, Consani RL, Mesquita MF. Effects of horizontal misfit and bar framework material on the stress distribution of an overdenture-retaining bar system: a 3D finite element analysis. *J Prosthodont*. 2011b; 20(7): 517-22.

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.

Taira M, Moser JB, Greener EH. Studies of Ti alloys for dental castings. *Dent Mater*. 1989; 5(1): 45-50.

Tramontino VS DL, Luthi LF, Mesquita MF, Nóbilo MAA, Henriques GEP. Correlation between marginal misfit and strains around implants. *RFO-UPF*. 2009; 14(1): 47-50.

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(1): 16-20.

van Kampen F, Cune M, van der Bilt A, Bosman F. Retention and postinsertion maintenance of bar-clip, ball and magnet attachments in mandibular implant overdenture treatment: an in vivo comparison after 3 months of function. *Clin Oral Implants Res*. 2003; 14(6): 720-6.

van Kampen FM, van der Bilt A, Cune MS, Fontijn-Tekamp FA, Bosman F. Masticatory function with implant-supported overdentures. *J Dent Res*. 2004; 83(9): 708-11.

van Waas MA. The influence of clinical variables on patients' satisfaction with complete dentures. *J Prosthet Dent*. 1990; 63(3): 307-10.

Walton JN, MacEntee MI, Glick N. One-year prosthetic outcomes with implant overdentures: a randomized clinical trial. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2002; 17(3): 391-8.

Wang RR, Fenton A. Titanium for prosthodontic applications: a review of the literature. *Quintessence Int*. 1996; 27(6): 401-8.

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.

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.

Zarb GA, Schmitt A. Osseointegration and the edentulous predicament. The 10-year-old Toronto study. *Br Dent J*. 1991; 170(12): 439-44.

APÊNDICE

Detalhamento da Metodologia

Confecção das infraestruturas protéticas

Enceramento dos corpos-de-prova

Para a realização deste estudo foram confeccionados dois modelos mestres em aço inoxidável. Esse modelo possui as seguintes dimensões, apresentadas na Figura 1.

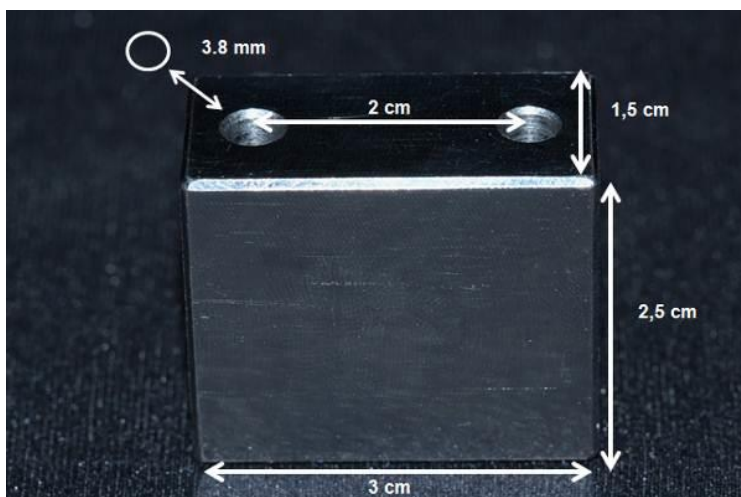


Figura 1. Modelo mestre metálico.

A partir dos modelos mestres metálicos foram obtidos os corpos-de-prova. Quatro réplicas de análogos modificados, 2 mini pilares e 2 hexágonos externos (plataforma 4,1mm, SIN - Sistema de Implante Nacional S/A, São Paulo, SP, Brasil) foram fixadas nos modelos mestres (2 análogos por modelo) por meio de dois parafusos transversais. O posicionamento dos análogos no modelo mestre teve como objetivo representar o posicionamento de dois implantes inter-forames.

Análogos modificados

Para a realização das análises, foram usinadas réplicas modificadas (Tramontino VS, 2009) dos análogos de mini pilares e hexágono externo, possibilitando a colagem dos extensômetros (PA-06-060-BG-350L, Excel Sensores Ltd, Itatuba, Brasil) nos mesmos. A padronização da configuração do design dos pilaresmini abutment e hexágono externofoi realizada tendo como modelo um análogo de mini abutment e um de hexágono externo (SIN), sendo que as réplicas foram confeccionadas em titânio, com hastes de 20 mm de comprimento (Figura 2). Os análogos modificados foram confeccionados com as hastes fresadas, de modo que seu interior ficasse oco para permitir a deformação elástica do mesmo. A deformação elástica dos análogos modificados é detectada pelos extensômetros elétricos – *strain gauges*, que traduzem essas deformações elásticas em leituras de microdeformação.



Figura 2: Análogos convencionais e análogos modificados.

Enceramento das infra-estruturas

Nos análogos modificados de mini pilares foram adaptados dois cilindros calcináveis (SIN - Sistema de Implante Nacional S/A, São Paulo, SP, Brasil) e nos análogos modificados de hexágono externo (SIN) foram adaptados dois UCLAs calcináveis para enceramento de uma infraestrutura padrão (modelo barra-clipe para Overdenture), por meio da técnica de Nealon, utilizando resina acrílica de baixa contração (Resin Pattern LS-GC America INC – USA).

As barras calcináveis pré-fabricadas (SIN) foram seccionadas com aproximadamente 16 mm de comprimento. Discos de carborundum foram utilizados para reduzir a altura dos cilindros calcináveis em 6 mm.



Figura 3: Posicionamento da barra calcinável.

Um clipe calcinável foi acoplado à haste vertical móvel do delineador, e a matriz metálica com os análogos dos implantes posicionados na mesa analisadora. A haste vertical móvel do delineador foi movimentada para posicionar a barra na altura da borda superior dos UCLAs e cilindros calcináveis (Figura 3), permitindo a realização do enceramento com resina acrílica de baixa contração (Figura 4).

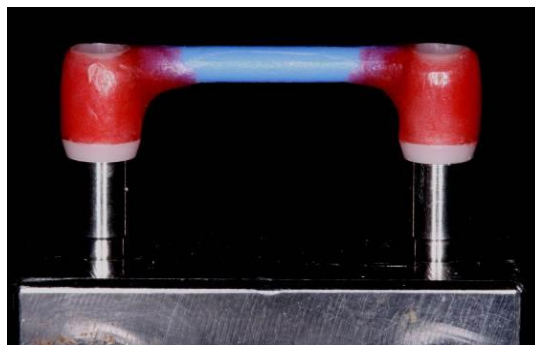


Figura 4: Enceramento das barras em resina acrílica de baixa contração.

Após o enceramento foi realizada a duplicação padrão utilizando silicone por adição (Flexitime Easy Putty, Correct Flow, Heraeus-Kulzer, Hanau, Alemanha) para padronização das infraestruturas que posteriormente foram enceradas em resina acrílica de baixa contração (Resin Pattern LS-GC America INC - USA). Primeiramente, moldou-se um dos lados do conjunto, e após a polimerização do silicone, isolou-se com vaselina em pasta as extremidades desse molde. Em seguida, moldou-se o outro lado do conjunto atentando-se ao fato de que o mesmo estivesse bem justaposto à extremidade isolada do molde (Figura 5). Os modelos mestres, com os UCLAs e cilindros calcináveis previamente parafusados aos análogos, foram posicionados nos moldes de silicone e ambas as partes preenchidas com resina acrílica por meio da técnica de Nealon, com auxílio de um pincel. As partes do molde de silicone foram posteriormente unidas, esperando-se 5 minutos para polimerização da resina acrílica, antes da abertura do mesmo. Foram enceradas 20 unidades de barras para overdenture, utilizando pilares UCLAs e minipilar (n=10) (Figura 6). Com o uso de pontas de tungstênio realizou-se o acabamento das infraestruturas em resina acrílica.

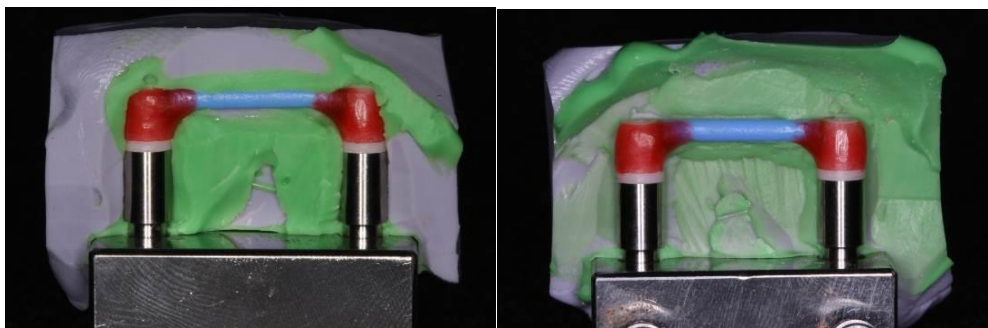


Figura 5: Duplicação do enceramento utilizando silicone de adição.

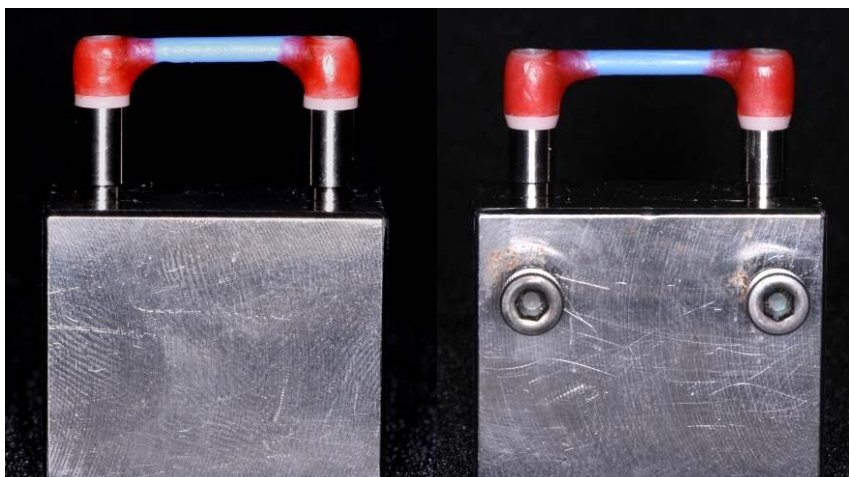


Figura 6: Infraestruturas após o acabamento.

Infraestruturas fundidas:

Depois de confeccionadas todas as infraestruturas, estas foram incluídas e fundidas em titânio comercialmente puro (Tritan, Dentauro, Pforzeim, Alemanha) no Laboratório de Estudos Biomecânicos em Prótese e Implantes, do Departamento de Materiais Dentários e Prótese da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto – USP. Após a fundição, juntamente com o acabamento e polimento das infraestruturas (Figura 7), foi possível iniciar a confecção dos modelos index. Próximo a região de contato entre pilar e análogo, foi realizado apenas o jateamento com óxido de alumínio. Ainda foram realizadas tomadas

radiográficas (90 KV, 15 mA, 0,6 segundos, à uma distância de 10 a 13 mm) de todas as infraestruturas (Nunez et al., 2011), a fim de analisar possíveis porosidades.



Figura 7: Infraestruturas fundidas em titânio cp

Confecção dos modelos index:

Foram padronizadas as adaptações marginais verticais das barras aos pilares, pela confecção de modelos index. As hastes dos análogos modificados foram jateadas com óxido de alumínio (Figura 8), com partículas de 100 μm e pressão de 0,55 MPa, antes da confecção dos modelos para proporcionar uma superfície levemente rugosa, mais favorável para a colagem dos *strain gauges*. Os modelos foram confeccionados em gesso pedra tipo IV (Durone IV, Dentsply, Nova York, Estados Unidos). Para tal, foi obtido um molde do modelo mestre metálico em silicone por condensação (Zetalabor, Zhermack, Rovigo, Itália). Para a confecção do modelo, foi vertido o gesso no molde de silicone por condensação, manipulado à vácuo (Multivac 4, Degussa, Hanau, Alemanha) na proporção de 50 g de gesso para 9,5 mL de água. Sobre as réplicas modificadas de implantes foram parafusadas as barras metálicas fundidas, com um anel de 200 μm de espessura interposto ao análogo A. Em seguida, o conjunto foi levado ao delineador (Figura 9), e os análogos imersos no gesso aproximadamente 8 mm, com o mesmo comprimento em que foram inseridos na matriz metálica, permitindo a confecção de um modelo *index* para cada barra metálica. O modelo foi removido do molde de silicone (Figura 10) após 45 minutos, período de cristalização do gesso, de acordo com as recomendações do fabricante.



Figura 8: Análogos modificados após o jateamento com óxido de alumínio.

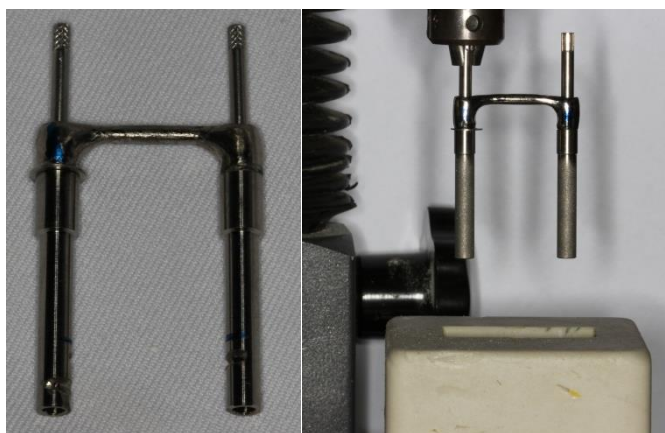


Figura 9: Interposição do anel no pilar A e conjunto posicionado no delineador.

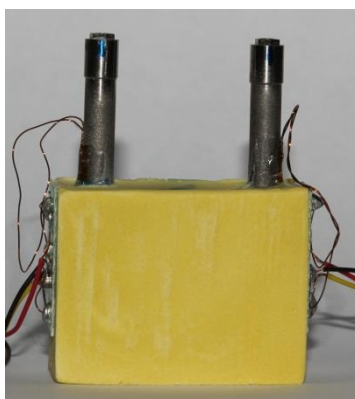


Figura 10: Modelo index confeccionado em gesso especial.

Colagem dos strain gauges:

Após a confecção do modelo para a análise de tensão, deu-se início a colagem dos *strain gauges* e a montagem dos fios, configurando um circuito montado em 1/4 de ponte de Wheatstone.

Para a realização da colagem do *strain gauge*, foi utilizada uma placa de vidro limpa com álcool isopropílico, na qual o *strain gauge* foi posicionado em uma fita adesiva. A haste do análogo modificado foi submetida à limpeza com álcool isopropílico, sendo então o *strain gauge* juntamente com a fita adesiva posicionados no análogo. Interposto a eles, uma gota de adesivo a base de cianocrilato (Loctite Super Bonder, Henkel, Düsseldorf, Alemanha) foi dispensada a fim de realizar a colagem. Leve pressão foi aplicada sobre o *strain gauge*, com o auxílio de uma fita de teflon até a polimerização do adesivo. Após a polimerização, foi verificado se a colagem foi efetiva e, por fim, protegeu-se o *strain gauge* com resina de silicone (Figura 11).

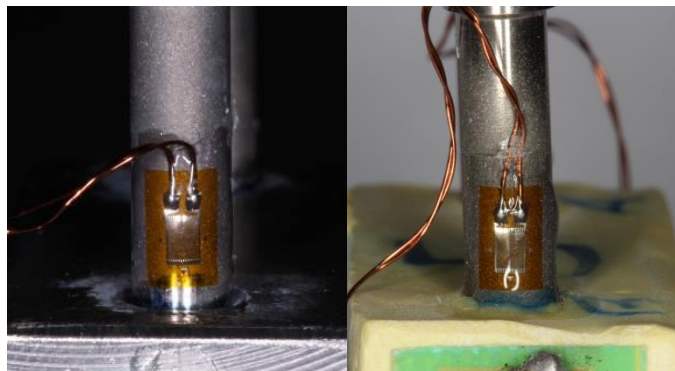


Figura 11: Colagem do strain gauge na matriz metálica e no modelo index.

Para a montagem do circuito, os fios oriundos de cada *strain gauge* foram soldados aos terminais, de modo que fosse configurado 1/4 de ponte de Wheatstone (Figura 12). Os fios que saem dos terminais foram acoplados ao equipamento ADS 2000 (Lynx Tecnologia

Eletrônica Ltd, São Paulo, Brasil) no momento da análise de tensão. A colagem dos *strain gauges* e montagem dos circuitos foram realizados da mesma forma na matriz metálica, para análise nos grupos adaptados.

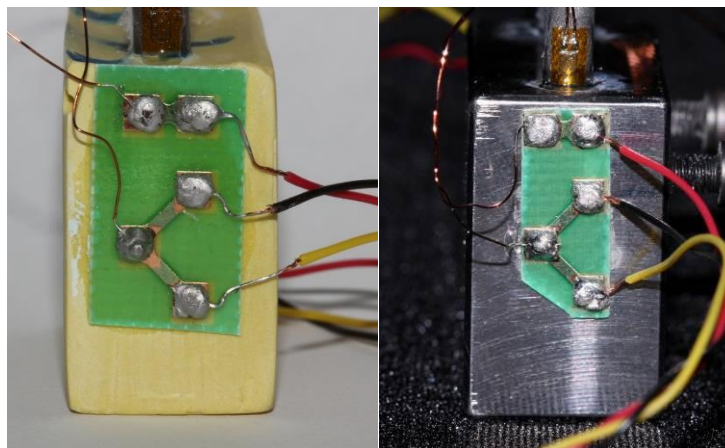


Figura 12: Montagem dos circuitos em 1/4 de ponte de Wheatstone.

Torque de afrouxamento:

Para a análise do torque de afrouxamento, realizou-se primeiramente a limpeza dos parafusos protéticos e dos análogos de implante com álcool isopropílico. A força necessária para o torque de afrouxamento dos parafusos protéticos foi medida por meio de um torquímetro digital de precisão (Torque Meter TQ-8800; Lutron, Taipei, Taiwan) acoplado a um dispositivo (Figura 13), que permitiu o seu posicionamento vertical, de modo a não induzir tensões laterais.



Figura 13: Torquímetro digital acoplado ao dispositivo.

Primeiramente foi aplicado o torque de 10 Ncm nos parafusos protéticos de mini pilares e de 32 Ncm para os parafusos protéticos dos UCLAs. A sequência de aperto foi primeiro o pilar A e em seguida o pilar B. Após 10 minutos, foi realizado o retorque dos parafusos, seguindo a mesma ordem.

A força do torque de afrouxamento foi aferida 10 minutos após a realização do retorque dos parafusos, na mesma sequência do aperto. Os parafusos protéticos foram utilizados uma única vez para determinação da força de torque de afrouxamento.

Aferição do desajuste marginal:

Os desajustes marginais verticais foram avaliados tanto na matriz metálica (adaptados), quanto no modelo de tensão, em gesso, por meio do teste do parafuso único (Sartori et al., 2004; Spazzin et al., 2010; Farina et al., 2012), mensurados por visualização direta em aumento de 120 vezes em microscópio de medição com precisão de 1,0 μm (UHL VMM-100-BT; Reino Unido), equipado com câmera digital (KC-512NT; Kodo BR

Eletrônica Ltd, São Paulo, Brasil) e unidade analisadora (QC 220-HH Quadra-Check 200; Metronics Inc., Bedford, Estados Unidos). As leituras foram realizadas por um mesmo avaliador, em um ponto central, marcado com uma caneta, na face vestibular e na face lingual, nas interfaces entre pilare infraestrutura (Figura 14). O pilar A foi torqueado segundo o torque de cada pilar, e aferido o desajuste no pilar B (vestibular e lingual). A aferição foi realizada 3 vezes, e uma média para cada infraestrutura foi obtida.

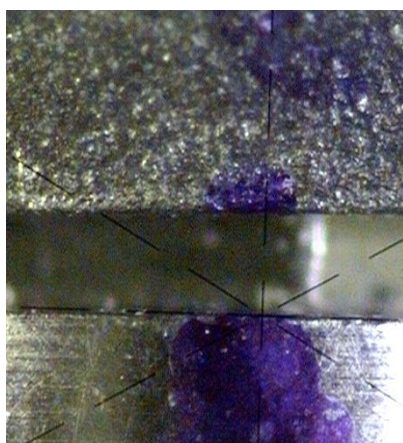


Figura 14: Aferição do desajuste no local determinado pela marcação.

Análise das tensões:

As análises de tensão foram realizadas nos modelos de gesso especial (Durone) e na matriz metálica, em todos os grupos. A medição da tensão foi realizada por meio de dois extensômetros elétricos de resistência, posicionados diretamente em cada análogo modificado do mini pilar do pilar UCLA.

O arranjo dos extensômetros em cada fixação obedeceu à formação de 1/4 de ponte de Wheatstone, permitindo a captação das deformações, por meio de sinais elétricos em um aparelho (ADS2000; Lynx Tecnologia Eletrônica Ltd, São Paulo, Brasil) controlado por computador (Figura 15), e processado por um software específico (AqDados 7; Lynx).



Figura 15: Aparelho ADS2000; Lynx Tecnologia Eletrônica Ltda, São Paulo, SP

As infraestruturas foram adaptadas nos modelos index e na matriz metálica, mediante o torque de 10 Ncm para o mini pilares e 32 Ncm para o UCLA, nos parafusos protéticos correspondentes. A sequência de aperto dos parafusos foi realizada apertando primeiro o parafuso no pilar A e em seguida no pilar B. Após 10 minutos foi realizado o retorque, respeitando o torque de cada pilar. Após 20 minutos de aferição da tensão, foram obtidas médias de tensões para cada infraestrutura analisada.

ANEXO 1

Declaração

As cópias de artigos de minha autoria ou de minha coautoria, já publicados ou submetidos para publicação em revistas científicas ou anais de congressos sujeitos a arbitragem, que constam da minha Dissertação de Mestrado, intitulada " Efeito do desajuste marginal e do tipo do pilar protético nas tensões induzidas ao sistema barra-clipe e na força de destorque de parafusos protéticos ", não infringem os dispositivos da Lei n.º 9.610/98, nem o direito autoral de qualquer editora.

Piracicaba, 11 de Junho de 2014

Autor: Bruno Massucato Zen

RG: 46709684-3

Orientador : Prof. Dr. Marcelo Ferraz Mesquita

RG: 18135214

ANEXO 2

Comprovação da submissão do artigo

Journal of Biomechanics

home | main menu | submit paper | guide for authors | register | change details | log out

Contact us

Help ?

My EES Hub' available for consolidated users... more

Discover the latest news for Elsevier authors

Username: dbrunozen@gmail.com

Switch To: Author

Go to: My EES Hub

Version: EES 2014.3

Submissions Being Processed for Author Bruno Massucato Zen, MSD

Page: 1 of 1 (1 total submissions)

Display 10 results per page.

Action	Manuscript Number	Title	Initial Date Submitted	Status Date	Current Status
Action Links	BM-O-14-00414	Effect of misfit and prosthetic abutments on strain induced in overdenture - retaining system casted in Ti cp and in loosening torque of prosthetic screw	17-04-2014	17-04-2014	With Editor

Page: 1 of 1 (1 total submissions)

Display 10 results per page.

<< Author Main Menu

50