



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS

Faculdade de Odontologia de Piracicaba

BRUNO MASSUCATO ZEN

**Adaptação e torque de afrouxamento de barras de
overdentures fresadas em titânio ou fundidas em diferentes
ligas metálicas**

**Adaptation and loosening torque of overdenture-bars
milled in titanium or casted in diferent metals alloys**

Piracicaba

2017

BRUNO MASSUCATO ZEN

Adaptação e torque de afrouxamento de barras de *overdentures* fresadas ou fundidas em titânio em diferentes ligas metálicas

Adaptation and loosening torque of overdenture-bars milled in titanium or casted in diferent metals alloys

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

Thesis presented to the Piracicaba Dental School for the University of Campinas, in partial fulfillment of the requirements for the degree of Doctor in Clinical Dentistry in Dental Prosthesis Area.

Orientador: Prof. Dr. Rafael Leonardo Xediek Consani

Coorientador: Prof. Dr. Marcelo Ferraz Mesquita

Este exemplar corresponde à versão final da tese defendida pelo aluno Bruno Massucato Zen, e orientado pelo Prof. Dr. Rafael Leonardo Xediek Consani.

Piracicaba

2017

Agência(s) de fomento e nº(s) de processo(s): Não se aplica.

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

Z42a Zen, Bruno Massucato, 1990-
Adaptação e torque de afrouxamento de barras de *overdentures* fresadas ou fundidas em titânio em diferentes ligas metálicas / Bruno Massucato Zen. – Piracicaba, SP : [s.n.], 2017.

Orientador: Rafael Leonardo Xediek Consani.

Coorientador: Marcelo Ferraz Mesquita.

Tese (doutorado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Revestimento de dentadura. I. Consani, Rafael Leonardo Xediek, 1974-. II. Mesquita, Marcelo Ferraz, 1967-. III. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. IV. Título.

Informações para Biblioteca Digital

Título em outro idioma: Adaptation and loosening torque of overdentures-bars milled in titanium or casted in different metals alloys

Palavras-chave em inglês:

Overlay dentures

Área de concentração: Prótese Dental

Titulação: Doutor em Clínica Odontológica

Banca examinadora:

Rafael Leonardo Xediek Consani [Orientador]

Solimar Maria Ganzarolli

Antonio Marcos Montagner

Americo Bortolazzo Corrêa

Luis Eduardo Nunes Ferreira

Data de defesa: 20-01-2017

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 20 de Janeiro de 2017, considerou o candidato BRUNO MASSUCATO ZEN aprovado.

PROF. DR. RAFAEL LEONARDO XEDIEK CONSANI

PROF^a. DR^a. SOLIMAR MARIA GANZAROLLI

PROF. DR. ANTONIO MARCOS MONTAGNER

PROF. DR. AMERICO BORTOLAZZO CORRER

PROF. DR. LUIZ EDUARDO NUNES FERREIRA

A Ata da defesa com as respectivas assinaturas dos membros encontra-se no processo de vida acadêmica do aluno.

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.

Agradecimento Especial

Ao meu Orientador **Prof. Dr. Rafael Leonardo Xediek Consani** e **Coorientador Prof. Dr. Marcelo Ferraz Mesquita**, por valorizar meu trabalho e esforço, dando o suporte necessário e ensinamentos sobre a Pós-Graduação nesta Instituição de Ensino e Pesquisa. Agradeço por toda atenção e compreensão em todos esses anos trabalhando juntos, concluindo todos os trabalhos idealizados.

Agradecimentos

À **Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP**, na pessoa do seu Diretor **Prof. Dr. Guilherme Elias Pessanha Henriques** e do Diretor Associado **Prof. Dr. Francisco Haiter Neto**, pela oportunidade em realizar o Programa de Doutorado.

À **Profa. Dra. Cíntia Pereira Machado Tabchoury**, Coordenadora Geral da Pós-Graduação e ao **Profa. Dra. Karina Gonzales Silvério Ruiz**, Coordenadora do Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica – Área Prótese, pelo apoio institucional.

À **Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - CAPES**, pela concessão da bolsa de estudos.

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 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. Lucas Cavalieri Pereira**, **Prof. Dr. Rafael Pino Vitti**, **Prof^a. Dr^a. Marina Xavier Pisani de Souza** e **Prof. Dr. Wander José Da Silva**, por aceitarem o convite para compor a banca de qualificação, contribuindo com observações e sugestões.

Ao Técnico de Laboratório da Área Prótese Dental **Eduardo Pinez Campos**, pela disponibilidade, auxílio, paciência e amizade acima de tudo

Aos amigos, **Gustavo Forjaz Corradini**, **Tiago Filipe Correa Tavares**, **Ricardo Armini Caldas**, **Marcos Paulo Basso**, **Felipe Nogueira Anacleto**, **Igor Claes**, **Ataís Bacchi**, **Moises Nogueira**, dentre outros, onde nos tornamos mais do que amigos, nos tornamos irmãos.

Aos meus amigos de Laboratório, **Guilherme Augusto Machado**, **Gabriel Meloto**, **Veber Bomfim**, **Sales Barbosa**, **Heloisa Pantaroto**, **Júlia Campana**, **Marina Pisani**, **Adaias Matos**, **Thamara Belini**, **Jairo Cordeiro**, **Wagner Reginato**, **Giovana Oliveira**, **Cláudia Lopes**

Brilhante Bhering e Isabella da Silva Vieira Marques, por toda ajuda e companheirismo nesses anos de Pós-Graduação.

Aos **Prof. Dr. Lucas Cavalieri Pereira** e **Prof Ms. Christian Macedo**, pelo caráter, humildade e honestidade com que sempre fui tratado, mesmo nas horas difíceis da vida. Muito bom ter vocês como sócios e parceiros na profissão. Exemplos de vida e família. Agradeço a oportunidade que vocês me deram.

Aos **Prof. Dr. Jorge Saade**, **Prof Ms André Castro**, pela oportunidade e pela seriedade com que sempre fui tratado. Agradeço mais uma vez a oportunidade em que me foi atribuído.

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

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

A todos que indiretamente contribuíram para a realização deste trabalho.

Resumo

O objetivo do estudo foi analisar o desajuste vertical e o torque de afrouxamento de barras para *overdentures* fundidas em diferentes ligas metálicas ou fresadas em Ti. Uma matriz metálica foi confeccionada em aço inoxidável, simulando o posicionamento de dois implantes na região inter-forames. Dois análogos de implante hexágono externo (plataforma 4,1mm, SIN - Sistema de Implante Nacional S/A, São Paulo, SP, Brasil) foram fixados na matriz metálica com parafusos transversais. Foram confeccionadas 40 barras: 10 fundidas em Ti cp (Ti-C); 10 em NiCr (NiCr-C); 10 em CoCr (CoCr-C) e 10 fresadas em Ti (Ti-M). Para a fundição do titânio foi utilizado equipamentos com jato de gás argônio e vácuo (Discovery -EDG, São Paulo). Para a fresagem do Ti foi utilizado um scanner (Ceramill MAP 400, Amann Girrbach, Curitiba, PR, Brasil) e a uma fresadora (Imes ICORE 450i, Eiterfeld, Alemanha). A desadaptação vertical seguiu o protocolo do teste do parafuso único e mensurações feitas em microscópio óptico comparador microscope (TQ-8800 Torque Meter, Lutron, Taipei, Taiwan) com a utilização de um torquímetro digital meter (VMM-100-BT; Walter UHL, Asslar, Alemanha). A força necessária para o torque de afrouxamento dos parafusos protéticos foi efetuada com torquímetro digital com precisão de 0,1 Ncm, 10 minutos após o retorque (32 N), seguindo a sequência pilar A e B. Os resultados foram analisados estatisticamente (ANOVA e Student-Newman-Keuls) ($\alpha = 0,05$). O Ti-M obteve o menor valor para desajuste marginal (47 (8) μm) e NiCr-C o maior valor (209 (10) μm). Quando o mesmo metal (Ti) foi avaliado quanto ao método de fabricação, o Ti-M apresentou o melhor resultado ($p < 0,01$) comparado com o Ti-C (186 (13) μm). O Ti-M apresentou a maior porcentagem para torque de afrouxamento (78 (1) %) e o NiCr-C apresentou a menor porcentagem (59 (10) %). Diferença estatística significativa ($p < 0,01$) foi observada entre Ti-M e Ti-C (65 (1) %). O teste de Pearson mostrou correlação negativa ($r = -0.8088$), informando que quanto maior for o desajuste menor será a porcentagem do torque de afrouxamento. Foi possível concluir que as barras fresadas em titânio mostraram os menores valores de desadaptação quando comparadas com barras fundidas, enquanto as confeccionadas com Ti mostraram maior estabilidade do parafuso protético quando comparadas com as demais ligas.

Palavras chave: Overdentures. Assentamento passivo

Abstract

The aim of this study was to evaluate the adaptation and loosening torque of overdenture-bars milled or casted in different metal alloys. A metallic matrix was made of stainless steel, simulating the positioning of two implants in the inter-foramen region. Two implant analogues of external hexagonal (platform 4,1mm, SIN – National Implant System, Sao Paulo, SP, Brazil) were installed on the models to simulate a bar-clip overdenture using transversal screws. Forty bars were casted: 10 casted in Ti (Ti-C); 10 casted in NiCr (NiCr-C); 10 casted in CoCr (CoCr-C) and 10 milled in Ti (Ti-M). The milled frameworks were scanned (Ceramill MAP 400, Amann Girrbach Brasil, Curitiba, PR, Brazil) and milled in a Ti alloy block by a CAD/CAM equipment (Imes ICORE 450i, Eiterfeld, Germany). The misfit evaluation followed the protocol of single-screw test using an optical microscope (TQ-8800 Torque Meter, Lutron, Taipei, Taiwan) and a digital torque meter (VMM-100-BT; Walter UHL, Asslar, Germany). The loosening torque of prosthetic screws was evaluated using a digital torque meter, after 10 min of retorquing (32 N), following the A and B pillars sequence. The results were statistically analyzed by ANOVA and Student-Newman-Keuls tests ($\alpha = 0,05$). Regarding the metal evaluated, the Ti-M showed the lower value for marginal misfit (47 (8) μm) and NiCr-C showed the higher values (209 (10) μm). When the same metal (Ti) was evaluated for manufacture methods, the Ti-M presents the better results ($p < 0.01$) compared to Ti-C (186 μm). The Ti-M showed the higher percentage of loosening torque (78 (1) %) and NiCr-C showed the lower percentage (59 (10) %). When compared the same metal, there was a statistically significant difference ($p < 0.01$) between Ti-M and Ti-C (65 (1) %). There was an inversely proportional negative correlation ($r = -0.8088$), the greater is the misfit the smaller is the percentage of loosening torque. The milled (Ti) frameworks showed the better adaptation when compared to the cast frameworks, while Ti bars frameworks showed the better stability for prosthetic screws when compared to other metal alloys.

Key words: Overdentures; Passive fit.

Sumário

Introdução	12
Capítulo 1: <i>Adaptation and loosening torque of overdenture-bars milled or casted in different metal alloys</i>	16
Conclusão.....	32
Referências.....	33
Apêndice 1: Detalhamento da Metodologia.....	36
Anexo 1: Comprovação de submissão do artigo.....	42

Introdução

Pacientes desdentados totais com severa reabsorção óssea mandibular apresentam dificuldades quanto à utilização de próteses totais mucossuportadas, devido à 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 técnicas disponíveis para tais reabilitações (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 convencionais são substituídas por *overdentures*, tem sido observado nítido aumento da função mastigatória, retenção e estabilidade (Ochiai *et al.*, 2004).

Overdentures podem apresentar diversos sistemas de encaixes, sendo os mais utilizados barra-clipe, 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 outro sobre os implantes (Naert *et al.*, 1999; Walton *et al.*, 2002). No sistema barra-clipe, o componente posicionado sobre os implantes é uma barra metálica que une dois ou mais implantes, e na qual se adapta um clipe preso à base da prótese. Alega-se que este sistema proporciona ao paciente maior força de retenção que os sistemas o *ring* e magnético (van Kampen *et al.*, 2004).

Inicialmente, a barra metálica que compunha o sistema barra-clipe era confeccionada com metais nobres (ligas de ouro), assim como as demais infraestruturas implantossuportadas. Todavia, devido ao maior custo do ouro, as barras foram confeccionadas com ligas não nobres. Entretanto, ligas não nobres podem apresentar insuficiente adaptação cervical; reações alérgicas a metais como níquel e berílio e apresentam menor resistência à corrosão (Taira *et al.*, 1989; Lautenschlager e Monaghan, 1993; Wang e Fenton, 1996; Chai e Chou, 1998; Torres *et al.*, 2007).

Mais recentemente iniciaram-se estudos a respeito do titânio e suas ligas na construção dessas infraestruturas. Esse metal apresenta características favoráveis quando comparado às ligas nobres, como biocompatibilidade, maior resistência à corrosão, menor custo, propriedades mecânicas favoráveis, menor densidade e menor condutibilidade térmica (Taira *et al.*, 1989; Lautenschlager e Monaghan, 1993; Wang e Fenton, 1996; Roach, 2007). Entretanto, apresenta maior ponto de fusão ($\pm 1700^\circ\text{C}$) e maior reatividade química com o ar (oxigênio, nitrogênio e hidrogênio) quando aquecido à 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 equipamento especial contendo gás argônio que mantenha uma atmosfera inerte impedindo a contaminação do titânio (Wang e Fenton, 1996; Roach, 2007).

Tem sido alegado que mesmo os procedimentos laboratoriais realizados criteriosamente 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, parafusos de retenção e outros componentes do sistema, ou seja, acarretar problemas biológicos e/ou mecânicos (Adell *et al.*, 1981; Zarb e Schmitt, 1991; Bauman *et al.*, 1992; Jemt *et al.*, 1992; Naert *et al.*, 1992). Clinicamente, a adaptação ideal é considerada impossível de se obter (Carlson e Carlsson, 1994; Karl *et al.*, 2004). Dessa maneira, o objetivo clínico é alcançar menor nível possível de desadaptação (Hecker e Eckert, 2003; Abduo *et al.*, 2011b). Assentamento passivo pode ser definido como o nível de desadaptação que não causa qualquer complicação biológica ou mecânica ao longo do tempo, sugerindo que isso seria possível com valores de desadaptação inferiores a 150 μm (Jemt, 1991).

Próteses múltiplas implantossuportadas que não apresentam assentamento passivo 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.*, 2011a). Este fato ocorre devido à ausência do ligamento periodontal que consegue amortecer o impacto do dente ao tecido ósseo alveolar (Richter, 1989).

Um 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 Book, 1996; Al-Turki *et al.*, 2002; Byrne *et al.*, 2006; Kim *et al.*, 2010). O afrouxamento do parafuso em próteses múltiplas nem sempre é percebido pelo profissional ou paciente. Isso implica na sobrecarga aos demais parafusos que poderão também se afrouxar ou mesmo se fraturar (Byrne *et al.*, 2006). De acordo com Lewis *et al.*, (1992) (Lewis *et al.* 1992), quando forças excessivas são geradas sobre a reabilitação protética, como sobrecarga, o parafuso protético é mais susceptível ao afrouxamento, prevenindo complicações mecânicas diretas no implante.

Além da desadaptação marginal das próteses, outros fatores têm sido associados ao afrouxamento dos parafusos protéticos, como por exemplo carga oclusal cíclica induzindo micromovimento entre implante e prótese, desgastando áreas microscópicas de contato entre os sistemas (Jörnús *et al.*, 1992; Duyck *et al.*, 1997; Cantwell e Hobkirk, 2004); assentamento do parafuso (Jemt *et al.*, 1992; Jörnús *et al.*, 1992; Siamos *et al.*, 2002; Byrne *et al.*, 2006); cargas

compressivas de magnitude igual ou superior à pré-carga do parafuso (Alkan *et al.*, 2004; Yousef *et al.*, 2005); além de diferenças de forma e material de confecção de parafusos (Yousef *et al.*, 2005).

Depois do torque nos parafusos protéticos em infraestruturas com assentamento passivo, originam-se somente tensões de fixação e pré-carga. A força compressiva criada pela pré-carga proporciona contato entre a cabeça do parafuso e a base do pilar, enquanto a elongação do parafuso causa tensão sobre as roscas. 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: 1- quando as tensões compressivas e friccional que mantém as superfícies em contato são excedidas pela carga; e 2- quando as forças que mantêm as superfícies em contato diminuem a tal ponto que a vibração e o micromovimento promovem 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).

O desenvolvimento da tecnologia computadorizada tem influenciado significativamente as possibilidades de técnicas para a fabricação de próteses implantossuportadas (Jemt *et al.*, 1999; Ortorp e Jemt, 2002). A tecnologia CAD (computer-aided design) - CAM (computer-aided manufacturing) confecciona infra-estruturas protéticas por meio da fresagem do monobloco do material que será utilizado na reabilitação (Ortorp *et al.*, 2003; Al-Fadda *et al.*, 2007). Um estudo recente avaliou a adaptação de barras cliques de *overdentures* fundidas com diferentes materiais (NiCr; CoCr e Ti) (Santos *et al.*, 2015). Todas as estruturas metálicas apresentaram algum grau de desadaptação marginal variando de 145 a 211µm. Não há estudos que compararam a adaptação de barras para *overdentures* fundidas e fresadas em Ti, com a possibilidade de que o problema do desajuste de barra-clipes para *overdentures* seja amenizado com a tecnologia CAD-CAM.

Estudos com o método por elementos finitos mostraram que o nível do desajuste marginal e rigidez do material para confecção da infraestrutura protética do sistema barra-clipe estão diretamente relacionados com as tensões geradas em todos o sistema reabilitador (Spazzin *et al.*, 2011a, 2011b; Bacchi *et al.*, 2013; Santos *et al.*, 2014). Quanto maior for desajuste

marginal e o módulo de elasticidades dos metais utilizados para a confecção da infra-estrutura, maior será a tensão gerada sobre o parafuso protético, infraestrutura e implantes.

Dessa maneira, o objetivo no presente estudo foi analisar a desadaptação vertical e o torque de afrouxamento dos parafusos protéticos de barra-clipes para *overdenture* fundidas com diferentes ligas metálicas ou fresadas em titânio.

Capítulo 1

Adaptation and loosening torque of overdenture-bars milled or casted in diferent metal alloys

Authors

Bruno Massucato Zen¹, Aloisio Oro Spazzin², Mateus Bertolini Fernandes dos Santos³, Marcelo Ferraz Mesquita¹, Rafael Leonardo Xediek Consani¹.

- 1) Department of Prosthodontics and Periodontology, Piracicaba Dental School, State University of Campinas, Piracicaba, SP, Brazil.
- 2) Prosthodontics Department, Meridional Faculty - IMED, Passo Fundo, RS, Brazil.
- 3) Restorative Dentistry Department, School of Dentistry, Federal University of Pelotas, Pelotas, RS, Brazil

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

Abstract

Passive fit for implant/abutment interface is important to achieve long-term success of prosthetic rehabilitations. The aim of this study was to evaluate the adaptation and loosening torque of overdenture-bars milled or casted with different metal alloys. Fourty bars were casted: 10 casted in Ti (Ti-C); 10 casted in NiCr (NiCr-C); 10 casted in CoCr (CoCr-C) and 10 milled in Ti (Ti-M). The marginal misfit in both abutments evaluation followed the protocol of single-screw test using an comparator optical microscope. The loosening torque of prosthetic screws was evaluated using a digital torque meter after 10 min of retorque (32 N), following the sequence for pilar A and B. Data were statistically analyzed (ANOVA and Student-Newman-Keuls tests ($\alpha = 0,05$)). Regarding to the metal evaluated, the Ti-M showed the lower value for marginal misfit (47 μm) and NiCr-C showed the higher values (209 (10) μm). When the same metal (Ti) was evaluated for manufacture methods, the Ti-M presents the better results ($p < 0.01$) compared to Ti-C (186 (13) μm). The Ti-M showed the higher percentage of loosening torque (78 (1) %) and NiCr-C showed the lower percentage (59 (10) %). When compared the same metal, there was statistically significant difference ($p < 0.01$) between Ti-M and Ti-C (65 (1) %). There was an inversely proportional negative correlation ($r = -0.8088$), the greater is the misfit the smaller is the percentage of loosening torque. The milled (Ti) frameworks showed the better adaptation when compared to the cast frameworks, while Ti bars frameworks showed the better stability for prosthetic screws when compared to other metal alloys.

Key words: Overdentures; passive fit.

Introduction

The objective of complete dentures is to provide function, comfort and aesthetic for edentulous patients. These patients often experience problems with complete conventional dentures, such as insufficient stability and retention associated to a decrease in chewing ability.¹ These problems can be solved with the use of implant-borne rehabilitations.² When complete dentures are converted in overdentures, an increase of mastigatory function, retention and stability is observed.²

When comparing overdenture attachments, the bar-clip attachment provides the highest retention and satisfaction for the patients³. This attachment system also provides a more favorable stress distribution due to splinting framework. The bar-clip can not only solved the excessive inclination of implants but also allows the rotation of the clip over the bar, respecting the resilience of mucosa, distributing the force to implants and bearing area.⁴⁻⁶

The fabrication of an implant-retained prosthesis requires an intimate and passive connection of the superstructure to the supporting implants.^{4,5,7} Factors such as transmission of occlusal loads to the bone, stress distribution on the prosthetic components and passive fit of the prosthesis framework on the implant have been considered essential for the longevity of implants and prostheses in use.^{5,8}

The development of computerized technology has significantly influenced the technical possibilities for the fabrication of full-arch implant-supported prostheses.^{9,10} The computer-aided manufactured (CAD-CAM) fabricates implants frameworks by milling a piece of solid block material (metal or ceramic) with excellent accuracy^{11,12}. A recent study evaluates the adaptation of overdenture bar frameworks casted in different materials (CoCr; NiCr and Ti)⁴. All frameworks have shown some level of marginal misfit, ranged from 145 to 211µm. There are no studies comparing a overdenture bar frameworks casted and milled in Ti, with a possibility that the problem of marginal misfit can be solved CAD-CAM technology. It is possible that the problem of overdenture bar frameworks misfit can be solved with CAD-CAM system.

Thus, the aim of this study was to evaluate the marginal misfit and loosening torque of prosthetic screws of overdenture bar frameworks casted in different metals and milled in Ti alloy. The hypothesis were that (I) there is no difference in the bar framework adaptation promoted by the different metals and methods of manufacture evaluated, (II) there is no

difference in the percentage of loosening torque of prosthetic screws in the bars frameworks, and (III) there is no correlation of misfit and percentage of loosening torque.

Materials and Methods

For this study, a stainless steel master cast (Figure 1) was made and casted frameworks were obtained. Two implant analogues of external hexagonal (platform 4,1mm, SIN – National Implant System, Sao Paulo, SP, Brazil) were installed on the models (to simulate a bar-clip overdenture) using transversal screws. The metallic model aimed to represent the placement of two mandibular inter-foramen implants, with 20 mm inter implant distance. Over the implant analogs, plastic UCLAs were adapted for waxing of framework designs, using progressive waxing technique. Afterwards, the waxed patterns were duplicated with an addition silicone matrix (Flexitime Easy Putty, Correct Flow, Heraeus-Kulzer, Germany) and reproduced in low shrinkage acrylic resin (Resin Pattern LS-GC America Inc, USA). The waxed frameworks were randomly assigned to four different groups (n=10) according to the material and manufacture of the framework: casted cobalt–chromium alloy (Co–Cr); casted nickel–chromium alloy (Ni–Cr), casted titanium (Ti), and CAD/CAM milled Ti alloy.

The cast procedures were made according to each manufacturer's instruction. For Ti alloy casting, an inert atmosphere oven was used in order to pressurize the heating chamber replacing oxygen with an inert gas (Argon) to avoid Ti oxidation. The milled frameworks were scanned (Ceramill MAP 400, Amann Girrbach Brasil, Curitiba, PR, Brazil) and milled in a Ti alloy block (Ti6Al4V) by a CAD/CAM equipment (Imes ICORE 450i, Eiterfeld, Germany).

After the manufacture, all frameworks were subjected to traditional finishing and polishing procedures.

The procedures for tightening and loosening torque were performed using a digital torque meter (TQ-8800 Torque Meter, Lutron, Taipei, Taiwan) with of 0.1 Ncm accuracy, coupled to a device allowing it vertical positioning, so lateral stresses would not be induced. The tightening torque of 32 Ncm (UCLAs) was applied for prosthetic screws. After 10 min, the prosthetic screws were re-tightened, and the loosening torque was evaluated after 10 min of re-tightened. The tightening, re-tightened and loosening torque sequence were first implemented at pillar A and then at pillar B. An average for each bar was made.

An optical microscope at 120-x 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 (Figure 2). Three easurements were

performed by a single examiner, and an average for each bar was obtained. For misfit analysis the specimens were tested by tightening the screws 32 Ncm through a single-screw test¹³ to simulate the maximum misfit of each 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 were made in the same position, in the midpoint of each abutment, tagged with a pen mark.

Statistical analysis was made (ANOVA and Student-Newman-Keuls test) to check possible association and/or correlation between marginal misfit values and values of percentage of loosening torque. All tests were performed with 95% confidence level.

Results

Table I shows the means of vertical misfit obtained in frameworks. Regarding to the metal evaluated, the Ti-M showed the lower value for marginal misfit (47 μm) and NiCr-C showed the higher value (209 μm). When the same metal (Ti) was evaluated for manufacture methods, the Ti-M presents the better results ($p < 0.01$) compared to Ti-C (186 μm). CAD-CAM frameworks presented the better values for marginal misfit ($p < 0.01$) compared to all frameworks casted.

Table II shows the means percentage of loosening torque obtained in frameworks. The Ti-M showed the higher percentage of loosening torque (78%) and NiCr-C showed the lower percentage (59%). When compared the same metal, the Student-Newman-Keuls revealed a statistically significant difference ($p < 0.01$) between Ti-M and Ti-C (65%). The casted frameworks showed no significant difference in percentage between CoCr-C and NiCr-C.

Table III shows the correlation between marginal misfit and percentage of loosening torque. There was an inversely proportional negative correlation ($r = -0.8088$), the greater is the misfit the smaller is the percentage of loosening torque.

Discussion

This study evaluated the adaptation of overdenture bar frameworks manufactured with different materials and techniques. Materials commonly used for casting include golden alloys, palladium–silver, commercially pure titanium (Ti), cobalt–chromium (Co-Cr), nickel–Cr, and nickel chromium titanium (Ni-Cr-Ti).¹⁴ Zirconia, Ti, and Co-Cr frameworks can be fabricated by milling solid blocks by using CAD/CAM system.^{15,16} The noble metal alloys are

still the most suitable materials for manufacturing fitted frameworks.¹⁶ However, the high cost of these materials led to the development of alternative alloys with nonprecious metals.¹⁷

Commercially pure titanium has been widely used because of its excellent biocompatibility, great corrosion resistance, desirable physical properties, low cost, low density^{17,18}, similar elasticity to the bone tissue when compared to other metals and metal alloys,¹⁹ and satisfactory results in relation to implant framework adaptation.^{20,21}

Some factors have been considered essential for the longevity of implants and prostheses, which can be divided into internal factors, as hygiene, absence of parafunctional habits, smoking, and external factors, such as transmission of occlusal loads to the bone; stress distribution on the prosthetic components; passive adaptation of the prosthesis framework on the implant.^{8,10,20}

According to a systematic review, the casting of base metals, such as Ti ,Co–Cr, and Ni–Cr does not provide an ideal implant framework adaptation.²² Considering the misfit values given for abutment B, there was difference concerning the materials used for bar framework fabrication in the bars adaptation. The current finding is in agreement with previous studies^{11,23}, which indicated that milled titanium frameworks showed a significantly smaller vertical marginal gap than casted frameworks. Through these considerations, the first hypothesis that there is no difference in the adaptation presented by the different metals and methods of manufacture was rejected.

The misfit values observed in this study ranged from 47 to 209 μm . Branemark²⁴ proposed 10 μm of vertical misfit in order to allow bone maturation and remodeling in response to occlusal loads; however, these values for vertical misfit are difficult to achieve. Jemt²⁵ defined passivity as the level that did not cause long-term complications and suggested that values of vertical misfit lower than 150 μm would be clinically acceptable.²⁵ The misfit values observed in milled frameworks (47 μm) have shown to be lower than the recommended by the literature.²⁵

The better adaptation of milled frameworks can be explained by the use of CAD/CAM to obtain frameworks from a solid material.²⁶ Characteristics that generate imprecision in the conventional method (plaster, waxes, coating, and metal casting) are not subject to CAD-CAM method. As consequence, the final framework is produced with an excellent marginal fit.²⁶

In this study, the percentages of loosening torque were performed to check the actual amount percentage of force lost 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.^{13,27} However, the percentage was different between the groups. The prosthetic screw maintaining of torque was 78% in Ti-M, 65% in Ti-C, 62.5% in CoCr-C, and 59% in NiCr-C groups. Thus, the second hypothesis that the materials used for bar framework fabrication do not influence the percentage of loosening torque of prosthetic screws was also rejected. This finding can be explained by the previous allegations that the screw threads cannot be machined perfectly smooth,²⁸ and part of the torque applied to the screws could have been lost to smooth some irregularities in the screw threads and abutment threads.¹³

The casting process may result in irregularities and roughness in the abutment contact surface, which cause a greater embedment relaxation and greater loss of preload²⁹, influencing the fit between frameworks and abutments.

Due to the periodontal membrane being absent in osseointegrated implants³⁰, any stress (static or dynamic) occurring in the system will be directly transmitted to implants components and to alveolar bone tissue. Thus, the screw tightening in misfit frameworks does not correct the problem of adaptation and still creates stress in the system.⁴

The marginal misfit of Ti-C frameworks were higher than CoCr-C frameworks, the percentage of loosening torque of prosthetics screws were higher when Ti-C was evaluated. This condition can be attributed to the lower rigidity of the material, approximately half than that of Co–Cr, which tends to suffer higher deformation, both avoiding the overload of prosthetic screw to close the gap, and maintaining a better stability of prosthetic screw. The Ti-M frameworks showed the higher values of loosening due to their lower values of marginal misfit.

Considering that there was a negative correlation between marginal misfit and percentage of loosening torque, the third hypotheses was rejected. The increase of vertical misfit was followed by the decrease percentage of loosening torque.

It is important to emphasize that the most accurate technique should be used because the dentist has difficulty to verify the misfit clinically. In addition to the visual difficulty, in some clinical cases the platform is sub-gingival positioned, preventing a direct view of the misfit, and depending on the angulation of the implant may also not be visible in periapical radiographs.

Conclusion

The milled (Ti) frameworks showed the better adaptation when compared to the cast frameworks (CoCr, NiCr, and Ti), while Ti bars frameworks showed the better stability for prosthetic screws when compared to others metal alloys (CoCr, and NiCr).

References

1. van Waas MA. The influence of clinical variables on patients' satisfaction with complete dentures. *J Prosthet Dent*. 1990 Mar;63(3):307–10.
2. Andreiotelli M, Att W, Strub J-R. Prosthodontic complications with implant overdentures: a systematic literature review. *Int J Prosthodont*. 2010;23(3):195–203.
3. Trakas T, Michalakis K, Kang K, Hirayama H. Attachment systems for implant retained overdentures: a literature review. *Implant Dent*. 2006 Mar;15(1):24–34.
4. dos Santos MBF, Caldas RA, Zen BM, Bacchi A, Correr-Sobrinho L. Adaptation of overdenture-bars casted in different metals and their influence on the stress distribution: a laboratory and 3D FEA. *J Biomech*. 2015 Jan 2;48(1):8–13.
5. Spazzin AO, Dos Santos MBF, Sobrinho LC, Consani RLX, 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*. 2011 Oct;20(7):517–22.
6. Allen EP, Bayne SC, Brodine AH, Cronin Jr. RJ, Donovan TE, Kois JC, et al. Annual review of selected dental literature: report of the Committee on Scientific Investigation of the American Academy of Restorative Dentistry. *J Prosthet Dent*. 2003 Jul;90(1):50–80.
7. Zen BM, Soares EF, Rodrigues MA, Luthi LFL, Consani RLX, Mesquita MF, et al. Comparison of different transfer impression techniques accuracy for osseointegrated implants. *J Oral Implantol*. 2014 Dec 1;
8. Sahin S, Cehreli MC. The significance of passive framework fit in implant

- prosthodontics: current status. *Implant Dent.* 2001;10(2):85–92.
9. Örtorp A, Jemt T. Clinical experience of CNC-milled titanium frameworks supported by implants in the edentulous jaw: a 3-year interim report. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2002;4(2):104–9.
 10. Jemt T, Bäck T, Petersson A. Precision of CNC-milled titanium frameworks for implant treatment in the edentulous jaw. *Int J Prosthodont.* 1999;12(3):209–15.
 11. Örtorp A, Jemt T, Bäck T, Jälevik T. Comparisons of precision of fit between cast and CNC-milled titanium implant frameworks for the edentulous mandible. *Int J Prosthodont.* 2003;16(2):194–200.
 12. Al-Fadda SA, Zarb GA, Finer Y. A comparison of the accuracy of fit of 2 methods for fabricating implant-prosthodontic frameworks. *Int J Prosthodont.* 2007;20(2):125–31.
 13. Spazzin AO, Henrique GEP, Nóbilo MA de A, 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 Jan;21(1):12–7.
 14. Barbosa GAS, Bernardes SR, de França DGB, das Neves FD, de Mattos M da GC, Ribeiro RF. Correlation between vertical misfits and stresses over implants from castable frameworks made of different alloys. *J Craniofac Surg.* 2014 Nov;25(6):2062–5.
 15. Hjalmarsson L, Örtorp A, Smedberg J-I, Jemt T. Precision of fit to implants: a comparison of Cresco™ and Procera® implant bridge frameworks. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2010 Dec;12(4):271–80.
 16. Drago C, Howell K. Concepts for designing and fabricating metal implant frameworks for hybrid implant prostheses. *J Prosthodont.* 2012 Jul;21(5):413–24.
 17. Wang RR, Fenton A. Titanium for prosthodontic applications: a review of the literature.

- Quintessence Int. 1996 Jun;27(6):401–8.
18. Roach M. Base metal alloys used for dental restorations and implants. *Dent Clin North Am.* 2007 Jul;51(3):603–27, vi.
 19. Parr GR, Gardner LK, Toth RW. Titanium: the mystery metal of implant dentistry. Dental materials aspects. *J Prosthet Dent.* 1985 Sep;54(3):410–4.
 20. de Torres EM, Rodrigues RCS, de Mattos M da GC, 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(10):800–5.
 21. Sartori IA de M, Ribeiro RF, Francischone CE, de Mattos M da GC. 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(2):132–8.
 22. Abduo J, Lyons K, Bennani V, Waddell N, Swain M. Fit of screw-retained fixed implant frameworks fabricated by different methods: a systematic review. *Int J Prosthodont.* 2011;24(3):207–20.
 23. Alfadda SA. Vertical marginal gap evaluation of conventional cast and computer numeric controlled-milled titanium full-arch implant-supported frameworks. *Int J Prosthodont.* 2014;27(6):517–22.
 24. Brånemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent.* 1983 Sep;50(3):399–410.
 25. Jemt T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Brånemark 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.

26. Paniz G, Stellini E, Meneghello R, Cerardi A, Gobbato EA, Bressan E. The precision of fit of cast and milled full-arch implant-supported restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2013;28(3):687–93.
27. 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(7):1358–62.
28. 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(3):270–8.
29. Carr AB, Brunski JB, Hurley E. Effects of fabrication, finishing, and polishing procedures on preload in prostheses using conventional 'gold' and plastic cylinders. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1996;11(5):589–98.
30. Richter EJ. Basic biomechanics of dental implants in prosthetic dentistry. *J Prosthet Dent*. 1989 May;61(5):602–9.

Table 1. Mean and standard deviation for vertical misfit (μm).

Groups	NiCr-C	Ti-C	CoCr-C	Ti-M
	209 (10) A	186 (13) B	145 (7) C	47 (8) D

Means followed by different capital letters differ statistically by the Student-Newman-Keuls test ($\alpha = 0.05$).

Table 2. Mean and standard deviation for percentage loosening torque (N).

Groups	Ti-M	Ti-C	CoCr-C	NiCr-C
	78% (1) A	65% (1) B	62.5% (1) BC	59% (10) C

Means followed by different capital letters differ statistically by the Student-Newman-Keuls test ($\alpha = 0.05$).

Table 3. Correlation of misfit and percentage for loosening torque.

	r	p
Misfit x Loosening torque	-0.8088	<0.0001

Pearson's correlation coefficient ranges from -1 to 1.

Figure 1: Stainless steel master cast

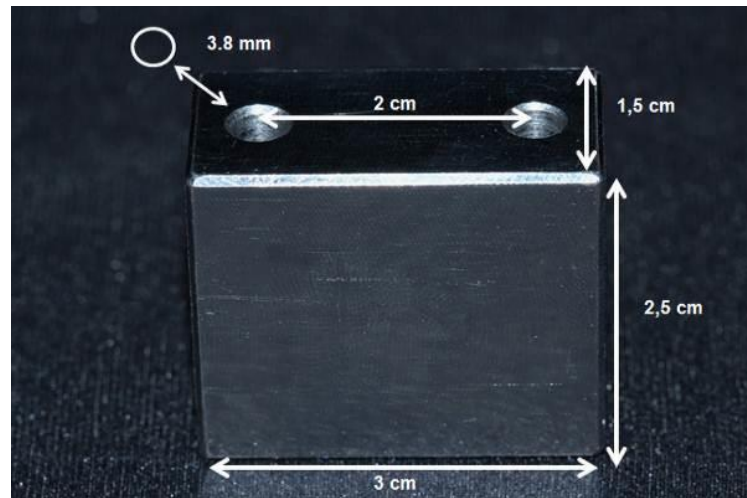
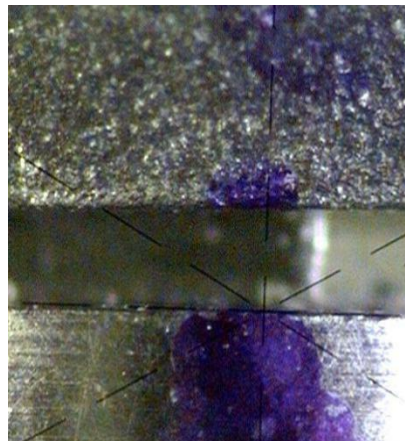


Figure 2: Vertical misfit between platform abutment analogs and the inferior border of the framework cylinders



Conclusão

É possível concluir que as barras fresadas mostraram os menores valores de desadaptação quando comparadas com barras fundidas, enquanto as barras confeccionadas em Ti mostraram maior estabilidade do parafuso protético quando comparadas com outros metais.

Referências

- Abduo J, Bennani V, Lyons K, Waddell N, Swain M. A novel in vitro approach to assess the fit of implant frameworks. *Clin Oral Implants Res*. 2011a;22(6):658–663.
- Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg*. 1981;10(6):387–416.
- Alkan I, Sertgöz A, Ekici B. Influence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implant screws. *J Prosthet Dent*. 2004;91(4):319–325.
- Al-Turki LEE, 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.
- Attard NJ, Zarb GA. Long-term treatment outcomes in edentulous patients with implant overdentures: the Toronto study. *Int J Prosthodont*. 2004;17(4):425–433.
- Bauman GR, Mills M, Rapley JW, Hallmon WW. Plaque-induced inflammation around implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1992;7(3):330–337.
- 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 GEP, Vaz LG. Retention force and fatigue strength of overdenture attachment systems. *J Oral Rehabil*. 2004;31(9):884–889.
- 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):164–171.
- Cantwell A, Hobkirk JA. Preload loss in gold prosthesis-retaining screws as a function of time. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004;19(1):124–132.
- Carlson B, Carlsson GE. Prosthodontic complications in osseointegrated dental implant treatment. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1994;9(1):90–94.
- Chai T, Chou CK. Mechanical properties of laser-welded cast titanium joints under different conditions. *J Prosthet Dent*. 1998;79(4):477–483.
- 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):253–273.
- Farina AP, Spazzin AO, Consani RLX, 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):529–536.
- Hecker DM, Eckert SE. Cyclic loading of implant-supported prostheses: changes in component fit over time. *J Prosthet Dent*. 2003;89(4):346–351.
- 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):151–161.
- Jemt T, Book K. Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1996;11(5):620–625.

* De acordo com as normas da UNICAMP/FOP, baseadas na padronização do International Committee of Medical Journal Editors - Vancouver Group. Abreviatura dos periódicos em conformidade com o PubMed.

- Jemt T, Lindén B, Lekholm U. Failures and complications in 127 consecutively placed fixed partial prostheses supported by Brånemark implants: from prosthetic treatment to first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1992;7(1):40–44.
- Jörnér 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):353–359.
- 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):30–37.
- Kim Y-K, Kim S-G, Yun P-Y, Hwang J-W, Son M-K. Prognosis of single molar implants: a retrospective study. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2010;30(4):401–407.
- Lautenschlager EP, Monaghan P. Titanium and titanium alloys as dental materials. *Int Dent J*. 1993;43(3):245–253.
- Lee H, So JS, Hochstedler JL, Ercoli C. The accuracy of implant impressions: a systematic review. *J Prosthet Dent*. 2008;100(4):285–291.
- Lewis SG, Llamas D, Avera S. The UCLA abutment: a four-year review. *J Prosthet Dent*. 1992 Apr;67(4):509–15.
- 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):511–516.
- Mitha T, Owen CP, Howes DG. The three-dimensional casting distortion of five implant-supported frameworks. *Int J Prosthodont*. 2009;22(3):248–250.
- 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):149–154.
- Naert I, Quirynen M, Hooghe M, van Steenberghe D. A comparative prospective study of splinted and unsplinted Brånemark implants in mandibular overdenture therapy: a preliminary report. *J Prosthet Dent*. 1994;71(5):486–492.
- 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):949–956.
- 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):421–427.
- Porter JA, Petropoulos VC, Brunski JB. Comparison of load distribution for implant overdenture attachments. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2002;17(5):651–662.
- Romero GG, Engelmeier R, Powers JM, Canterbury AA. Accuracy of three corrective techniques for implant bar fabrication. *J Prosthet Dent*. 2000;84(6):602–607.
- dos Santos MBF, Bacchi A, Correr-Sobrinho L, Consani RLX. 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.
- 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 RLX, Mesquita MF. Evaluation of stress distribution in overdenture-retaining bar with different levels of vertical misfit. *J Prosthodont*. 2011a;20(4):280–285.
- Spazzin AO, Dos Santos MBF, Sobrinho LC, Consani RLX, 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):517–522.

Taira M, Moser JB, Greener EH. Studies of Ti alloys for dental castings. *Dent Mater*. 1989;5(1):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;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):720–726.

Van Kampen FMC, van der Bilt A, Cune MS, Fontijn-Tekamp FA, Bosman F. Masticatory function with implant-supported overdentures. *J Dent Res*. 2004;83(9):708–711.

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):391–398.

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):378–382.

Zarb GA, Schmitt A. Osseointegration and the edentulous predicament. The 10-year-old Toronto study. *Br Dent J*. 1991;170(12):439–444.

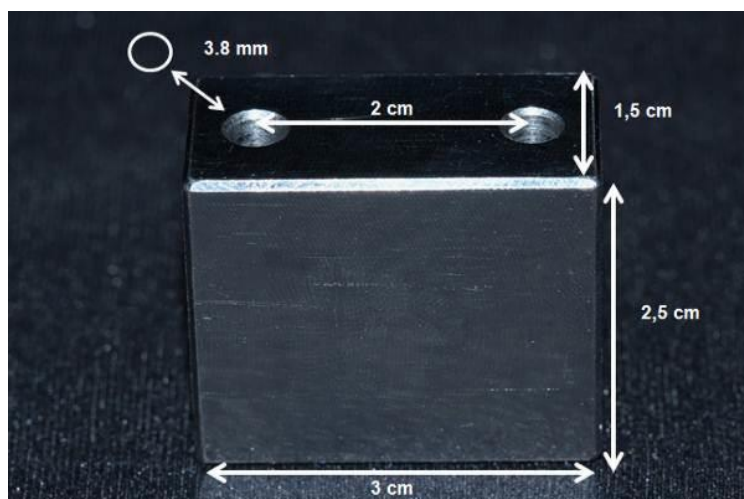
Apêndice

1.Detalhamento da Metodologia

Confecção das infraestruturas protéticas

Para a realização deste estudo foram confeccionados uma matriz metálica em aço inoxidável, com as dimensões apresentadas na Figura 1.

Figura 1: Matriz metálica



A partir da matriz metálica foram obtidos os corpos-de-prova. Duas réplicas de hexágono externo (plataforma 4,1mm, SIN - Sistema de Implante Nacional S/A, São Paulo, SP, Brasil) foram fixados na matriz metálica com parafusos transversais. O posicionamento dos análogos na matriz teve como objetivo representar o posicionamento de dois implantes interforames na mandíbula.

Enceramento das infra-estruturas

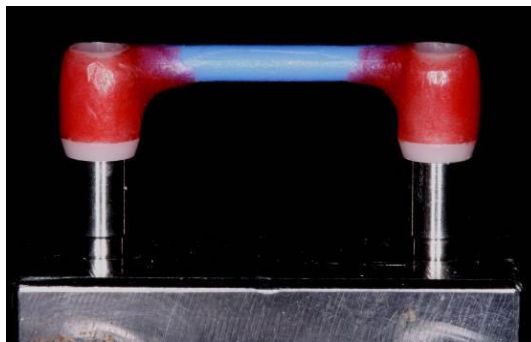
Nos análogos foram adaptados dois UCLAs calcináveis para confecção de uma infraestrutura padrão (modelo barra-clipe para *overdenture*), por meio da técnica de Nealon, utilizando resina acrílica de menor contração (Resin Pattern LS-GC America INC – USA). As barras calcináveis pré-fabricadas (SIN) foram seccionadas com aproximadamente 16 mm de comprimento. Discos de carborundum foram utilizados para reduzir a altura dos cilindros calcináveis para 6 mm.

Figura 2: 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 (Figura 2), permitindo a união com resina acrílica (Resin Pattern) de menor contração (Figura 3).

Figura 3: Confeção das barras em resina acrílica de baixa contração.



Após a união foi confeccionado um molde utilizando silicone por adição (Flexitime Easy Putty, Correct Flow, Heraeus-Kulzer, Hanau, Alemanha) para padronização das infraestruturas que, posteriormente, foram confeccionadas com resina acrílica de menor contração (Resin Pattern). Moldou-se um dos lados do conjunto e, após a polimerização do silicone, a extremidade do molde foi isolada com vaselina em pasta. Em seguida, moldou-se o outro lado do conjunto observando que estivesse justaposto à extremidade isolada do molde (Figura 4). Os modelos mestres, com os UCLAs previamente parafusados aos análogos foram posicionados nos moldes de silicone e ambas as partes preenchidas com resina acrílica usando a técnica de Nealon, com auxílio de 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 confeccionadas 30 unidades de barras para *overdenture*, utilizando pilares UCLA's (Figura 5). Com o uso de pontas de tungstênio realizou-se o acabamento das infraestruturas em resina acrílica.

Figura 4: Duplicação do enceramento utilizando silicone de adição.

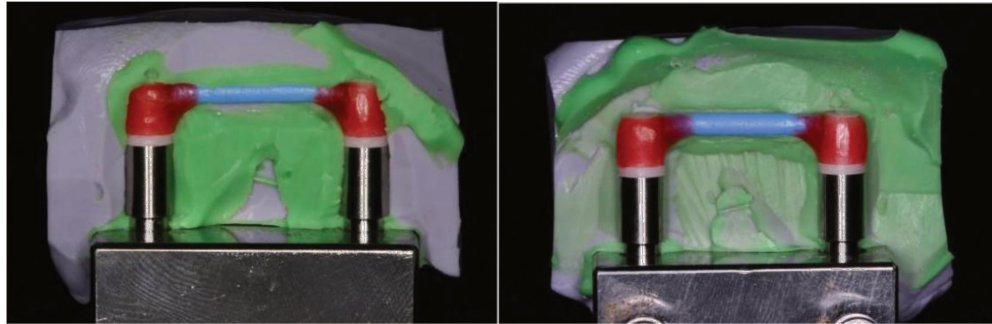
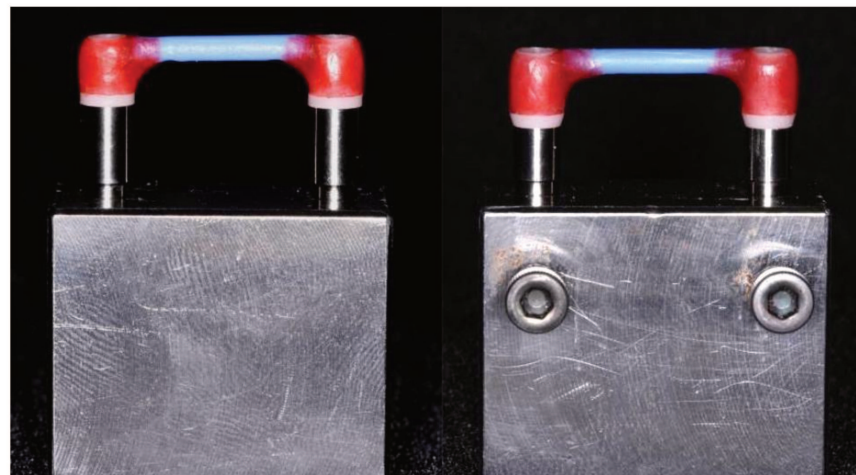


Figura 5: Infraestruturas após o acabamento.



Infraestruturas fundidas:

As infraestruturas foram incluídas e posteriormente fundidas com três diferentes ligas metálicas: Co-Cr; Ni-Cr; Ti cp. Após a fundição, foi realizado o acabamento e polimento das infraestruturas (Figura 6).

Figura 6: Infraestrutura fundida em titânio cp acabada e polida



Fresagem das infraestruturas:

Uma infraestrutura e matriz metálica foram escaneadas (Ceramill MAP 400, Amann Girrbach Brasil, Curitiba, PR, Brasil) (Figura 7) e posteriormente 10 barras foram fresadas em bloco de titânio pelo CAD/CAM (Imes ICORE 450i, Eiterfeld, Alemanha) (Figura 8).

Figura 7: Imagem escaneamento da barra encerada e da matriz metálica.

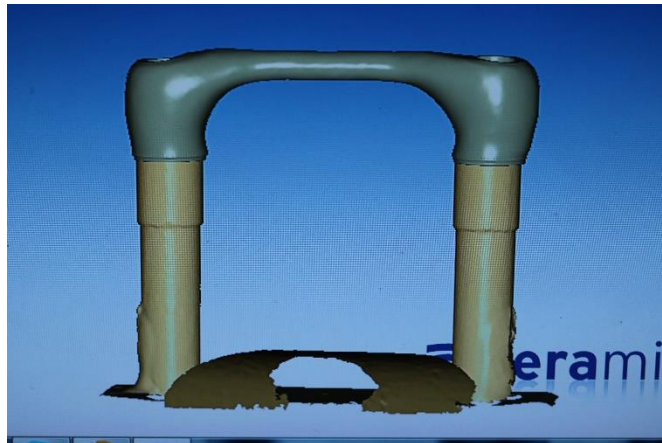


Figura 8: Barras fresadas no bloco de liga de titânio



Torque de afrouxamento:

Para a análise do torque de afrouxamento, realizou-se 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 com torquímetro digital de precisão (Torque Meter TQ-8800; Lutron, Taipei, Taiwan) acoplado ao dispositivo de fixação (Figura 9), que permitiu o posicionamento vertical evitando induzir tensões laterais.

Figura 9: Torquímetro digital acoplado ao dispositivo de fixação.



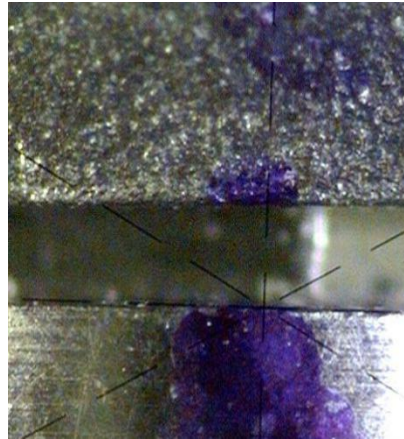
Primeiramente foi aplicado o torque 32 Ncm para os parafusos protéticos dos UCLAs. A sequência de aperto foi primeiro o pilar A e em seguida o pilar B. Após 10 minutos, foi realizado o retorque dos parafusos, seguindo a mesma ordem.

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 na matriz metálica por meio do teste do parafuso único, 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; KodoBR 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 pilar e infraestrutura (Figura 10). O pilar A foi torquado 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 10: Aferição do desajuste no local determinado pela marcação.



2.Comprovação de submissão do artigo

home

main menu

submit paper

guide for authors

register

change details

log out

THE JOURNAL OF POLYMER SCIENCE

JPD

Help ?

Contact us

✉

Maintenance outage on 15 January 2017 ... [more](#)

Username: [drbrunozen@gmail.com](#)

Switch To:

Author ▼

Go to: [My EES Hub](#)

Version: EES 2016.8

Submissions Being Processed for Author Bruno Mascucato 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		Adaptation and loosening torque of overdenture-bars milled or casted in different metal alloys	Jan 12, 2017	Jan 12, 2017	Submitted to Journal

Page: 1 of 1 (1 total submissions)

Display: 10 ▼ results per page.

<< Author Main Menu