

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
CURSO DE ESPECIALIZAÇÃO EM IMPLANTODONTIA**

Vinicius de Magalhães Barros

**COMPARAÇÃO DO DESAJUSTE VERTICAL
DE INFRAESTRUTURAS METÁLICAS SOBRE
IMPLANTES: FUNDIDA VERSUS FRESADA**

**Faculdade de Odontologia
Universidade Federal de Minas Gerais
Belo Horizonte
2013**

Vinicius de Magalhães Barros

**COMPARAÇÃO DO DESAJUSTE VERTICAL
DE INFRAESTRUTURAS METÁLICAS SOBRE
IMPLANTES: FUNDIDA VERSUS FRESADA**

Monografia apresentada ao curso de
Especialização em Implantodontia da UFMG
como requisito parcial para obtenção do
título de Especialista em Implantodontia.
Orientador: Ricardo Rodrigues Vaz

**Faculdade de Odontologia da UFMG
Belo Horizonte
2013**

Folha de aprovação

Agradecimentos

A Deus, pela luz e bênçãos diárias.

Aos meus pais, Flávio Augusto Barros e Vaine de Magalhães Barros, pelo exemplo de vida e dedicação ao ensino.

Aos meus irmãos, Flaviane e Cristiano, pelo companheirismo.

À Andréa, pelo incentivo, amor e compreensão a toda prova.

Ao meu orientador, Professor Ricardo Rodrigues Vaz, pela ajuda, confiança e disponibilidade.

Aos meus colegas pela amizade sincera e pelos momentos de alegria compartilhados.

A todos os Professores, pelos conhecimentos transmitidos.

Às secretárias, Vanessa e Rosa, pela presteza e atenção.

Ao colega Diego da Cunha Fontoura, pela ajuda na coleta e tabulação dos dados, minha sincera gratidão.

A todos que participaram indiretamente na realização deste trabalho.

Epígrafe

"Feliz aquele que transfere o que sabe e aprende o que ensina."

Cora Coralina

RESUMO

A adaptação passiva da infraestrutura da prótese sobre implantes é um dos parâmetros mecânicos que podem interferir na longevidade das próteses. Várias complicações no tratamento com implantes osseointegrados podem ser causadas por deficiência na adaptação das infra estruturas protéticas, podendo ser agravadas pela ausência de ligamento periodontal. O objetivo deste trabalho é comparar a desadaptação de infra-estruturas metálicas em monobloco parafusadas sobre implante, confeccionadas pelos sistema de fundição por cera perdida e fresadas por sistema CAD CAM. Sobre um modelo mestre de alumínio, foram instalados quatro análogos de minipilares. Sobre estes, foram confeccionadas duas barras metálicas: uma fundida em CoCr e outra fresada em Ti. O desajuste vertical na interface barra/análogos foi mensurado utilizando-se um microscópio comparador. Foi calculada a média de desadaptação em cada um dos pilares (45, 43, 33 e 35) e a média final de desadaptação de cada uma das barras. Na barra metálica fresada observou-se redução nos valores da desadaptação vertical em todos os pilares. A barra metálica fundida mostrou uma desadaptação vertical média (108,6 μ m) aproximadamente dez vezes maior do que a barra metálica fresada (9,6 μ m).

PALAVRAS-CHAVE: Implante dentário; adaptação passiva; prótese sobreimplante; infraestrutura sobreimplantes.

Comparison of vertical misfit between cast and CNC-milled frameworks for implant-supported prostheses

ABSTRACT

Passive fit of an implant framework is one of the mechanical parameters can affect the longevity of the prosthesis. Several complications in treatment with dental implants may be due to misfit of metallic frameworks and can be aggravated by the absence of periodontal ligament. The objective of this study is to compare the misfit of a one-piece casted and a metallic milled by CAD CAM system implant frameworks. On a master aluminum model were installed four analogues of conical abutments. On these, were fabricated two frameworks: a casted in CoCr and a Ti milled by CAD CAM system. The vertical misfits in the framework analogues interface were measured using an optical microscope. The mean misfit in each of the pillars (45, 43, 33 and 35) and the mean misfit of each framework were measured. In milled framework there was a reduction in the values of vertical misfit in all pillars. The casted framework showed a mean vertical misfit (108.6 μm) approximately 10 times larger than the milled framework (9.6 μm).

KEY WORDS: Dental implants; passive fit; implant-supported prosthesis; implant-supported frameworks.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Delineador para instalação dos análogos.....	25
Figura 2: Instalação do análogo do minipilar na região do 35.....	26
Figura 3: Instalação do análogo do minipilar na região do 33.	26
Figura 4: Instalação do análogo do minipilar na região do 43.....	26
Figura 5: Instalação do análogo do minipilar na região do 45.....	27
Figura 6: Análogo conectado ao parafuso do transferente.....	27
Figura 7: Conjunto análogo-parafuso do transferente fixado ao delineador.....	27
Figura 8: Vista oclusal da barra encerada sobre modelo mestre.....	28
Figura 9: Vista frontal da barra encerada sobre modelo mestre.....	28
Figura 10: Vista oclusal da barra fundida sobre modelo mestre.	29
Figura 11: Vista frontal da barra fundida sobre modelo mestre.	29
Figura 12: Transferentes de escaneamento.....	30
Figura 13 A: Alinhamento do transferente.....	30
Figura 13 B: Alinhamento dos transferentes.	31
Figura 14: Todos transferentes alinhados.	31
Figura 15: Finalização do processo de escaneamento.....	32
Figura 16 A: Delineamento da barra.....	32
Figura 16 B: Delineamento da barra.	32
Figura 16 C: Delineamento da barra.....	33
Figura 17: Processo de fresagem.....	33
Figura 18 A: Vista oclusal da barra fresada sobre o modelo mestre	34
Figura 18 B: Vista frontal da barra fresada sobre o modelo mestre.....	34
Figura 19: Modelo mestre.....	38

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1: Representação gráfica das médias de desadaptação.....	37
-------------------------------------------------------------------------	----

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Médias de desadaptações aferidas nos análogos (μm)	36
----------------------------------------------------------------------------------------	----

LISTA DE ABREVIATURAS

°: graus

%: por cento.

AgPt: prata-paládio.

Au: Ouro.

CAD/CAM: desenho e a confecção assistida por computador.

CoCr: Cobalto Cromo.

Kgf: quilograma força.

mm: milímetros.

N: Newtons.

NiCr: Niquel Cromo.

NiCrTi: Niquel Cromo Titânio.

PtAg: Paládio Prata.

Ti: Titânio.

µm: micrometros.

FO-UFMG: Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Minas Gerais.

MEV: Microscópio eletrônico de varredura.

SUMÁRIO

Introdução.....	14
Revisão de Literatura.....	16
Metodologia.....	25
Resultados.....	36
Discussão.....	38
Conclusões.....	42
Referências Bibliográficas	43
Anexo 1	46

INTRODUÇÃO

Os tratamentos odontológicos antes considerados de grande complexidade e de pouca aplicabilidade vêm se tornando cada vez mais difundidos e sedimentados, principalmente na Implantodontia. Desde o desenvolvimento da osseointegração há mais de 40 anos atrás, dentes perdidos vem sendo substituídos por implantes dentários com índice de sucesso superior a 90% (VERONESE et al., 2005).

Uma das grandes conquistas da reabilitação oral foi à possibilidade de devolver a capacidade mastigatória com próteses fixas totais a um rebordo totalmente edêntulo, o que antes tinha como única possibilidade a confecção de próteses totais removíveis, que geravam desconforto e constrangimento a certo grupo de pacientes (MISH, 2009).

A reabilitação protética configura a etapa final da reabilitação com implantes osseointegrados, sendo parte integrante do seu sucesso. Fatores relacionados a transmissão de esforços funcionais ao osso, distribuição das tensões sobre os componentes protéticos e adaptação passiva da infraestrutura da prótese sobre implante têm sido considerados importantes para a longevidade da prótese e dos implantes.

A adaptação passiva é definida como o contato simultâneo de todas as superfícies e ausência de tensão antes da aplicação de cargas (WATANABE et al., 2000; SAHIN e CEHRELI, 2001; KARL et al., 2004). No entanto, é difícil esperar que todas as superfícies estejam perfeitamente ajustadas pois um grau inevitável de imprecisão estaria sempre presente nas infraestruturas de próteses sobre implantes.

A adaptação passiva da infraestrutura da prótese sobre implantes é um dos parâmetros mecânicos que podem interferir na longevidade das próteses (BRÅNEMARK, 1983; SCHWARZ, 2000). Várias complicações no tratamento com implantes osseointegrados podem ser causadas por deficiência na adaptação das infra estruturas protéticas, podendo ser agravadas pela ausência de ligamento periodontal (COSTA et al., 2003). Dentre essas, podemos destacar falhas mecânicas, como: fratura de componentes ou parafusos protéticos, e ainda falhas biológicas, como: dor, sensibilidade, perda óssea marginal e da osseointegração (SKALAK, 1983;

JEMT, 1991; DE TORRES et al., 2007).

Contudo, estudos experimentais em animais e estudos clínicos em humanos, com avaliações de 1 a 5 anos, não provaram a correlação direta entre falta de passividade e perda óssea marginal, demonstrando que talvez haja alguma tolerância biológica dos implantes a uma desadaptação da ordem de 100 micrômetros (μm) (JEMT e BOOK, 1996; MICHAELS, CARR e LARSEN, 1997).

Ainda que a relação entre o grau de desadaptação e as consequências mecânicas e biológicas não estejam completamente estabelecidas (TAYLOR, 1998) ou até que orientações claras sejam apresentadas em relação ao nível de desajuste aceitável, em conjunto com um método para sua confirmação, parece prudente otimizar ao máximo esta adaptação pela combinação de materiais e técnicas, clínica e laboratoriais, para fabricação de infraestruturas de prótese sobre implantes.

Alguns métodos tem sido propostos para melhorar a adaptação de infraestruturas de próteses sobre implantes. Os métodos podem ser divididos em duas categorias: adição de etapas para refinar a adaptação ou eliminação de etapas na fabricação. Dentro da primeira categoria podemos incluir: seccionamento e solda, eletroerosão e união de cilindros pré-fabricados a infraestrutura. Na segunda categoria podemos incluir o desenho e a confecção assistida por computador (CAD/CAM) ou outros métodos de prototipagem. O potencial da confecção assistida por computador em melhorar a adaptação se deve ao fato de eliminarmos algumas etapas de fabricação: enceramento, inclusão, fundição (ABDUO et al., 2011).

O objetivo deste trabalho é comparar a desadaptação de infra-estruturas metálicas em monobloco parafusadas sobre implante, confeccionadas pelos sistema de fundição por cera perdida e fresadas por sistema CAD/CAM. A hipótese nula é de que não exista diferença entre a adaptação das infra-estruturas obtidas por estas diferentes técnicas.

REVISÃO DE LITERATURA

Jemt, Bäck e Petersson (1999) apresentaram um novo método de confecção de infra estruturas, testaram sua adaptação em um modelo mestre e compararam às infraestruturas convencionais. Um grupo de 10 pacientes foi reabilitado com prótese tipo protocolo com infraestrutura em ouro confeccionada pelo método tradicional: fundição. Outro grupo de 10 pacientes foi reabilitado da mesma maneira, porém as infraestruturas de titânio (Ti) foram confeccionadas pelo método de fresagem experimental. Para obtenção da infra estrutura fresada em Ti utilizou-se o escaneamento de seu protótipo em resina acrílica. A partir de um método fotográfico e superposição de imagens dos modelos foi avaliado a desadaptação tridimensional de cada pilar. Para o grupo controle, barras fundidas em ouro, a desadaptação variou de 16 a 80 micrometros, com valor médio de 42 e desvio padrão de 15. A desadaptação do grupo experimental não apresentou diferença estatisticamente significativa quando comparado ao grupo controle. Os autores concluíram que a precisão de adaptação das barras fresadas foi comparável à das barras fundidas. Conseqüentemente a nova técnica de fresagem poderia ser uma nova opção para confecção de infra estruturas de prótese sobre implantes.

Takahashi e Gunne (2003) avaliaram a adaptação de infraestruturas metálicas fresadas em Ti, fabricadas pelo sistema Procera, e infraestruturas fundidas em liga de ouro. Um total de 19 infraestruturas foram produzidas, sendo 14 pelo sistema Procera e 5 fundidas em ouro. Desta forma foi verificada a adaptação de 95 pilares, sendo 70 do sistema fresado e 25 do fundido. Depois de confeccionadas as infraestruturas, silicone de adição de consistência leve foi injetada dentro dos cilindros e sobre os análogos, aplicando-se uma força de aproximadamente 10 (quilograma força) kgf. Desta forma foi possível obter uma fina lâmina de silicone que correspondia a desadaptação das infraestruturas aos análogos. Para cada pilar, foram feitas 3 lâminas, que após a presa, foram seccionadas em 4 partes, nos sentidos vestibulo-lingual e méso-distal. Estas lâminas foram então levadas ao microscópio, com magnificação de 30 vezes, para medir sua espessura. No total foram realizadas 1140 mensurações, pois foram feitas 4 medidas para cada uma das 3 lâminas de silicone de cada um dos 95 pilares. Para as infraestruturas fresadas em

Ti, foram obtidos as seguintes médias e desvios-padrão para cada uma das faces: vestibular 28,1 μm (+ - 9,8), lingual 25,6 μm (+ - 11,2), direito 26,6 μm (+ - 8,4), esquerdo 27,4 μm (+ - 8,5). A média total foi de 26,9 μm (+ - 9,3). Para as infraestruturas fundidas em ouro, foram obtidos as seguintes médias e desvios-padrão para cada uma das faces: vestibular 42,0 μm (+ - 1,8), lingual 51,6 μm (+ - 10,9), direito 49,2 μm (+ - 11,4), esquerdo 44,4 μm (+ - 6,5). A média total foi de 46,8 μm (+ - 8,8). Em todas as medidas realizadas, a adaptação dos pilares fresados foi significativamente melhor do que os fundidos em ouro. Concluíram que as infraestruturas fresadas pelo sistema Procera apresentaram uma adaptação significativamente melhor do que as fundidas em ouro.

Örtorp et al. (2003) compararam a adaptação de barras fundidas às fresadas e avaliaram a distorção provocada por diversos sistemas de recobrimento destas barras. Um modelo mestre de resina acrílica com 5 análogos dos componentes foi obtido a partir de um modelo clínico aleatório. A barra fabricada em resina *Patern (Triad, Dentsply/DeTrey)* para o modelo clínico foi escaneada e desta forma produzidas 20 infraestruturas idênticas pela fresagem de Ti (*Procera Implant Bridge*). As 20 infraestruturas foram divididas de forma aleatória em 2 grupos: um grupo onde foi aplicada cerâmica e outro onde foi utilizada resina acrílica. Cinco infraestruturas em ouro foram produzidas sobre o modelo mestre pela técnica convencional de inclusão e fundição utilizando cilindros pré-fabricados de ouro. Após a sua produção, uma destas teve que ser soldada para obtenção de adaptação adequada. Com ajuda de uma máquina de determinação de posição nos 3 eixos (x, y e z), o modelo mestre e todas as infraestruturas foram transferidas para um programa de computador que avaliou a adaptação destas ao modelo, nas seguintes fases de confecção: logo após fresagem ou fundição, após a usinagem/polimento, após aplicação dos dois materiais de cobertura (cerâmica ou resina acrílica). As barras fresadas em Ti apresentaram adaptação estatisticamente superior às fundidas em ouro. As técnicas de cobertura (porcelana ou resina acrílica) não interferiram negativamente na adaptação das barras fresadas em Ti. Concluíram que a técnica de fresagem apresentou-se menos sensível a habilidade manuais e com precisão significativamente melhor do que as fundidas em ouro.

Costa et al. (2003) avaliaram a adaptação marginal de infraestruturas de prótese sobre implante, confeccionadas em liga de Níquel-Cromo-Titânio (NiCrTi) e Paládio-Prata (PtAg). A partir de uma mandíbula de acrílico, onde estavam instalados 4 implantes de 3,75 X 11 milímetros (mm) (Conexão) na região interforames, foi obtido um modelo mestre pela moldagem com silicone e instalação de 4 análogos. Sobre o modelo mestre, UCLA plástica foram adaptadas sobre os análogos com torque de 10 Newtons (N). Em seguida foram unidas com resina acrílica (*Duralay, Reliance Dental Mfg. Co., Worth, IL, USA*) e enceradas 16 barras. Estas foram divididas em 2 grupos de 8 espécimes cada e fundidas em NiCrTi e PtAg, pelo método tradicional com maçarico e centrífuga, de acordo com as recomendações dos fabricantes. Após a fundição as infraestruturas foram retiradas do revestimento, limpas com jato de óxido de alumínio e não foram polidas. As medidas foram realizadas com microscópio após a instalação de um parafuso com 20N de torque. Foram utilizados 1 ponto na vestibular e um na lingual em cada um dos implantes. Três medidas foram realizadas pelo mesmo pesquisador em cada um desses locais e uma média das 3 medidas foi utilizada para análise estatística. Na análise dos dados foram encontradas diferenças significantes para os fatores material, em nível de 5 por cento (%) ($p \leq 0.05$), com melhores resultados para estruturas em NiCrTi. Com base na análise dos dados pode-se concluir que a liga de NiCrTi possibilitou a obtenção de supra-estruturas implanto-suportadas em monobloco com desadaptação menor se comparada à das obtidas em liga de PdAg, tradicionalmente indicada para esta situação.

Al-Fadda, Zarb e Finer (2007) compararam a precisão de adaptação de infraestruturas convencionais fundidas e de infraestruturas fresadas assistida por computador controlando variáveis como: quantidade de metal e curvatura do arco. Sobre 9 modelos clínicos de desdentados totais inferiores, onde foram instalados 5 implantes, foram produzidas 2 infraestruturas metálicas para prótese mandibular tipo protocolo. A primeira, fabricada de maneira convencional e utilizando cilindros pré-fabricados de ouro, foi fundida em liga de prata-paládio (Maestro, JELENKO). A segunda, foi confeccionada a partir da primeira, sendo escaneada a laser e fresada em Ti. Desta forma, foram obtidas duas infraestruturas idênticas para cada caso clínico: uma fundida em liga nobre e outra fresada em Ti. Todas as barras e modelos

foram escaneados e com auxílio de uma máquina de localização de coordenadas as imagens foram alinhadas. A partir daí, com a ajuda de um programa de computador (*Implant Best-Fit*), foram feitas as medidas de desadaptação das barras aos análogos nos 3 eixos: x, y e z. No eixo x (horizontal), as infraestruturas fresadas de Ti apresentaram distorções significativamente menores do que as barras fundidas. O mesmo foi observado nos eixos y (horizontal) e z (vertical), assim como na análise tridimensional, porém sem diferenças estatisticamente significativas. Nenhum dos dois métodos foi capaz de produzir uma infraestrutura passiva. Concluíram que as infraestruturas fresadas de Ti apresentaram menor distorção no eixo X e no plano horizontal (X e Y) quando comparadas as fundidas. No plano vertical, ainda que não tenha sido estatisticamente significativo, as fresadas apresentaram resultados melhores quando comparado as fundidas.

Torres et al. (2007) compararam a adaptação passiva e vertical de infraestruturas metálicas em monobloco sobre múltiplos implantes fabricadas em diferentes materiais. Foi utilizado um modelo mestre curvo em latão, com 5 implantes e 5 minipilares instalados (Neodent). A partir do modelo mestre, foi obtido um modelo em gesso, utilizando transferentes de moldeira aberta, unidos com resina *Pattern* e poliéter para moldagem. Sobre este modelo, foram enceradas 15 infraestruturas, utilizando cilindros calcináveis. Após o enceramento, foi testado a adaptação passiva, e caso esta não estivesse satisfatória, era feito a secção e nova união para obtenção da passividade. Estes 15 padrões de cera foram aleatoriamente divididos em 3 grupos de acordo com o metal utilizado para fundição: Ti, Cobalto Cromo (CoCr) e Níquel Cromo (NiCr). Todas as fundições foram realizadas utilizando equipamento automático. Após a fundição, as infraestruturas foram desincluídas e nenhum acabamento ou polimento foi realizado. Novamente foi testado sua adaptação passiva e medido o desajuste vertical na vestibular e lingual de cada pilar, utilizando-se um microscópio óptico com magnificação de 15 vezes. Foram realizadas 3 medidas em cada uma das faces, com somente um parafuso apertado (adaptação passiva) e com todos apertados e obtida uma média de todas as 6 medidas para cada pilar. O Ti apresentou resultados estatisticamente significativos de melhor assentamento passivo do que o CoCr e o NiCr. As duas últimas ligas apresentaram resultados semelhantes. Em relação ao desajuste vertical, o Ti e o NiCr

apresentaram resultados estatisticamente semelhantes, porém melhores do que o CoCr. Os autores concluíram que todas as infraestruturas em monobloco sobre múltiplos implantes apresentaram resultados não aceitáveis de adaptação passiva e desajuste vertical, independente da liga utilizada. Os melhores resultados de adaptação foram observados na liga de Ti, seguido pela de NiCr e as de CoCr, respectivamente.

De Sousa et al. (2008) avaliaram a precisão de adaptação de infraestruturas metálicas de liga de prata-paládio e de Ti, em monobloco e após solda a laser. A partir de um modelo mestre de metal, onde foram instalados 5 análogos de implantes HE plataforma regular, foram obtidos 20 modelos de gesso, utilizando moldeira individual e poliéter para moldagem. Sobre estes 20 modelos, foram utilizados cilindros totalmente calcináveis e realizado o enceramento da barra. Estas foram divididas em 2 grupos de acordo com o metal utilizado para fundição, seguindo as recomendações de cada um dos fabricantes: prata-paládio (AgPt) ou Ti. Cada um destes grupos, prata-paládio ou Ti, com 10 espécimes cada, foram subdivididos em 2 subgrupos: com solda a laser ou sem solda. Desta forma, as 20 infraestruturas foram separadas em 4 grupos, com 5 espécimes cada: fundida em AgPt; fundida em AgPt e soldada a laser; fundida em Ti; fundida em Ti e soldada a laser. Nos subgrupos com solda a laser, a infraestrutura foi seccionada de maneira a isolar todos os pilares. As leituras foram feitas em um microscópio. As barras eram parafusadas sobre o modelo mestre de metal no implante mais distal do lado direito, com um torque de 10 N, e uma leitura realizada na superfície vestibular e outra na lingual do implante mais distal do lado oposto e do implante localizado na linha média. Nos implantes localizados na linha média, as infraestruturas de Ti apresentaram um desadaptação média (119,83 micrometros) estatisticamente superior do que as de AgPt (66,30 micrometros). A média de desadaptação das barras não soldadas (151,30 micrometros) foi estatisticamente superior do que as soldadas a laser (34,73 micrometros). No implante mais distal do lado oposto, não houve diferença estatística significativa entre a média de desadaptação das barras de Ti não soldadas (401,69 micrometros) e das de AgPt não soldadas (246,87 micrometros). Porém, após a solda a laser, as de Ti (31,37 micrometros) apresentaram adaptação superior do que as de AgPt (106,59 micrometros).

Concluíram que A solda a laser melhorou significativamente a adaptação das barras de AgPt e Ti. Os resultados de solda a laser foram mais efetivos para as barras de Ti do que as de AgPt.

Tiozzi et al. (2008) compararam a desadaptação vertical de infraestruturas metálicas de 3 elementos confeccionadas em NiCr, CoCr, Ti; após sua secção e solda e após simulação da queima de porcelana. Em uma matriz de metal, foram fixados 2 implantes de conexão interna e sobre eles componente protético cônico. Cilindros plásticos foram aparafusados sobre estes componentes, unidos com resina *Patern* e as infra estruturas foram enceradas e fundidas, divididas em 3 grupos (NiCr, CoCr, Ti), com 6 espécimes cada. As infraestruturas fundidas foram parafusadas na matriz e feito as leituras de desadaptação nas seguintes situações: com somente um dos pilares aparafusados, com somente o outro pilar aparafusado e com ambos aparafusados (10 N). As medidas foram feitas com um microscópio com magnificação de 15 vezes, em três pontos em cada uma das faces (vestibular, lingual, mesial e distal), totalizando 12 medidas para cada pilar. As infraestruturas foram seccionadas e unidas com solda a laser e novas medidas de desadaptação foram feitas nos mesmos locais de leitura. As infraestruturas foram levadas ao forno para simular os ciclos de aplicação de cerâmica, no total 6 queimas, e realizadas novamente as medidas. Não houve diferença estatística entre as ligas metálicas e nas três condições (monobloco, após solda laser e após simulação de queima) quando foi avaliado a desadaptação do pilar quando este estava aparafusado. Houve diferença estatística nas ligas CoCr e Ti após solda laser e após simulação de queima se comparado a monobloco quando foi avaliado a desadaptação do pilar quando o oposto estava aparafusado. Com ambos parafusos apertados, a infraestrutura de CoCr apresentou diferenças significantes após a solda comparado ao monobloco. Os autores concluíram que as infraestruturas de NiCr apresentaram as menores desadaptações, porém sem diferença significativa entre os outros metais. As desadaptações, quando somente um dos parafusos estava apertado, demonstraram que não foi possível obter passividade da infraestrutura. Foi possível alcançar adaptação aceitável com todos os metais testados. A técnica de solda a laser mostrou-se eficiente na obtenção de infraestruturas mais adaptadas e com melhor passividade.

Drago et al. (2010) avaliaram a adaptação de infraestruturas confeccionadas pelo método tradicional de fundição e de infraestruturas fresadas. Foram instalados 5 implantes de conexão interna de plataforma regular (4.1 mm) na região interforames de um modelo de resina acrílica em cada uma das 3 universidades (*University of Minnesota, Marquette University, and Nova Southeastern University*). Para cada um desses modelos mestres, foram realizados 10 modelos a partir da transferência com técnica de moldeira aberta, com a união dos transferentes com resina *Patern*, utilizando-se poliéter (*Impregum*) e gesso tipo 4. Estes 10 modelos foram aleatoriamente divididos em 2 grupos: um para confecção de infraestrutura em ouro por técnica de fundição e outra fresada em liga de titânio-alumínio-vanádio. Para digitalização dos modelos onde seriam confeccionadas as barras fresadas com dimensões padronizadas, foi utilizado um escâner de contato. No outro grupo (barra fundida) as mesmas dimensões foram obedecidas e foram utilizados UCLA rotacionais com base de ouro (Au) para sobrefundição com liga áurea (*Olympia – Jelenko*). Todas as fases de enceramento, inclusão, fundição, desinclusão e acabamento foram padronizadas para as três universidades. Nenhuma das barras fundidas foram seccionadas e soldadas. As barras fresadas apresentaram adaptação estatisticamente superior à das barras fundidas em Au ($p < .0001$).

Hjalmarsson et al. (2010) compararam a adaptação de infraestruturas metálicas fabricadas pelo método de Cresco™ (*Astra Tech AB, Mölndal, Sweden*) em Ti e CoCr, e de barras fresadas em Ti pelo sistema Procera (*Procera® Implant Bridge, Nobel Biocare AB, Göteborg, Sweden*). Na fabricação de infraestruturas pelo método Cresco™, após a fundição, a base da barra fundida em contato com os miniplares é cortada horizontalmente, para eliminar as desadaptações. Novos cilindros pré fabricados são cortados horizontalmente e posteriormente fundidos à barra. De uma série de modelos para fundição, um foi escolhido, com 5 implantes (*Nobel Biocare*), como o modelo mestre. Sobre este foram produzidas 20 infraestruturas metálicas pelo método Cresco, sendo 10 em Ti e 10 em CoCr, diretamente sobre as cabeças dos implantes. Sobre cinco modelos mestre, foram confeccionadas 5 infraestruturas fresadas pelo sistema Procera, também com 5 implantes do sistema *Nobel Biocare* instalados na região interforames da mandíbula, diretamente sobre a cabeça dos implantes e com distribuição dos implantes parecida com a do modelo

mestre do sistema Cresco. Com ajuda de uma máquina de determinação de posição nos 3 eixos (x, y e z), o modelo mestre e todas as infraestruturas foram transferidas para um programa de computador que avaliou a adaptação destas ao modelo. No plano horizontal, as infraestruturas do sistema Cresco em CoCr apresentaram contração. Ao contrário, as em Ti do sistema Cresco e as fresadas apresentaram expansão. No plano vertical, as barras fresadas apresentaram distorção estatisticamente menor do que as fabricadas pelo sistema Cresco (CoCr e Ti). Nenhum dos métodos testados foi capaz de produzir infraestruturas com perfeita adaptação passiva. A distorção observada no plano horizontal foi semelhante para os dois métodos testados. No plano vertical, o método de fresagem foi mais preciso do que o método de Cresco.

Abduo et al. (2011) revisaram de forma sistemática os estudos laboratoriais de avaliação da adaptação de infraestruturas parafusadas de prótese sobre implante. Inicialmente foram selecionados 248 artigos pela busca eletrônica. Após a seleção inicial, pela leitura dos títulos e resumos, foram descartados 180, restando 68 possíveis artigos. Após a aplicação dos critérios de seleção, 24 foram considerados aceitáveis para avaliação. Da busca manual, resultaram mais 2 artigos para avaliação, totalizando 26 artigos completos. Os trabalhos foram divididos de acordo com o método de avaliação: medidas dimensionais (medições microscópicas, técnicas fotogramétricas, videografia laser, utilização de coordenadas para medir distorção em três dimensões) ou técnicas de modelagem ou simulação da repercussão desta desadaptação (análise de distribuição de tensões por *strain gauge*, análise fotoelástica). As infraestruturas foram fabricadas por um dos 5 seguintes métodos: fundição convencional de ligas nobres ou alternativas; secção e reconexão com diferentes técnicas de soldagem; eletroerosão; método CAD/CAM; e técnica de assentamento passivo (cimentação de cilindro pré-fabricado a infraestrutura já fundida). Os autores concluíram que nenhum material ou método foi ideal em todos os aspectos para fabricação de infraestruturas aparafusadas sobre implantes. Afirmaram também que a fundição de ligas nobres foi previsível e nenhum método adicional foi necessário para melhora da sua adaptação. Fundição de ligas alternativas (Ti, CoCr e NiCr) geralmente resultaram em infraestruturas não aceitáveis a menos que métodos adicionais, como a solda a laser e a eletroerosão

sejam realizados. Os resultados com a solda convencional são questionáveis. Eletroerosão, tecnologia CAD/CAM e técnica de assentamento passivo apresentam bom potencial para obtenção de infraestrutura com excelente adaptação. Atualmente, a tecnologia CAD/CAM oferece os resultados mais consistentes.

METODOLOGIA

Modelo mestre

A partir de um modelo mandibular de acrílico representativo de um paciente totalmente desdentado, o modelo mestre foi fundido em alumínio, em seguida quatro perfurações foram realizadas localizadas estrategicamente simulando as posições dos dentes 45, 43, 33 e 35.

Nestas perfurações, quatro análogos de minipilar da marca Neodent foram posicionados perpendicular à superfície [90 graus (°)] e paralelos entre si com o auxílio de um delineador Bioart, modelo B2, sendo fixados com resina acrílica autopolimerizável Duralay (*Reliance Dental Mfg. Co., Worth, IL, USA*). (figs. 1, 2, 3, 4, 5).



Figura 1: Delineador para instalação dos análogos

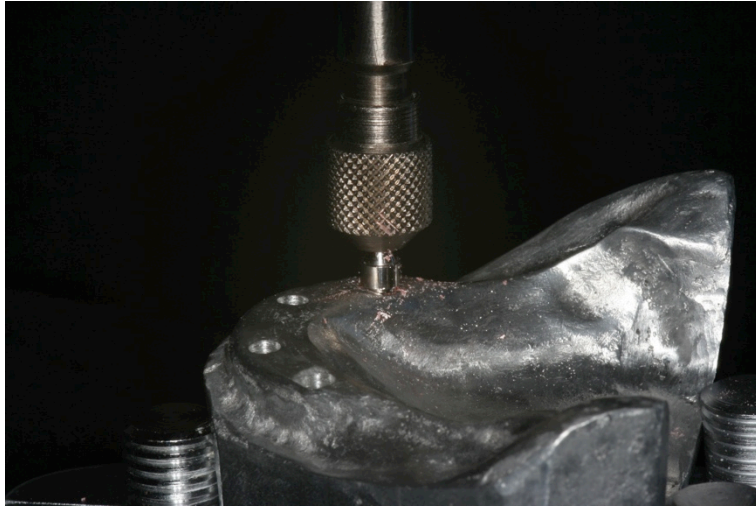


Figura 2: Instalação do análogo do minipilar na região do 35.



Figura 3: Instalação do análogo do minipilar na região do 33.



Figura 4: Instalação do análogo do minipilar na região do 43.



Figura 5: Instalação do análogo do minipilar na região do 45.

Para facilitar sua fixação, os análogos foram conectados a um parafuso de transferente (fig. 6), e este fixado a pinça do delineador (fig. 7).



Figura 6: Análogo conectado ao parafuso do transferente.

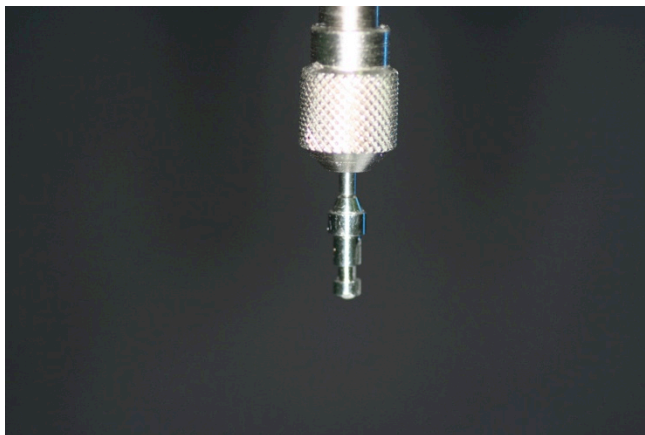


Figura 7: Conjunto análogo-parafuso do transferente fixado ao delineador.

Confecção de infraestrutura metálica pela técnica de fundição

Sobre o modelo mestre já com os análogos instalados, foram acoplados 4 cilindros plásticos calcináveis (Neodent) com seus respectivos parafusos, utilizando-se um torquímetro manual e torque de 10 N. Estes foram unidos com barras pré-polimerizadas de resina acrílica Duralay (*Reliance Dental Mfg. Co., Worth, IL, USA*) e finalizado enceramento sobre esta estrutura (figs. 8, 9).



Figura 8: Vista oclusal da barra encerada sobre modelo mestre.



Figura 9: Vista frontal da barra encerada sobre modelo mestre.

Posteriormente a estrutura foi incluída com revestimento fosfatado *Heat Shock* (Polidental, Cotia, São Paulo, Brasil) de acordo com as recomendações do fabricante. Foi realizada fundição com maçarico gás/oxigênio de liga metálica do

sistema CoCr Fit Flex (Talmax, Curitiba, Paraná, Brasil) seguindo as recomendações do fabricante. Após fundição, aguardou-se o resfriamento do cadinho a temperatura ambiente e realizou-se demuflagem e remoção dos resíduos de revestimento com jato de óxido de alumínio (figs. 10 e 11). Não foi realizado qualquer procedimento de secção e soldagem.

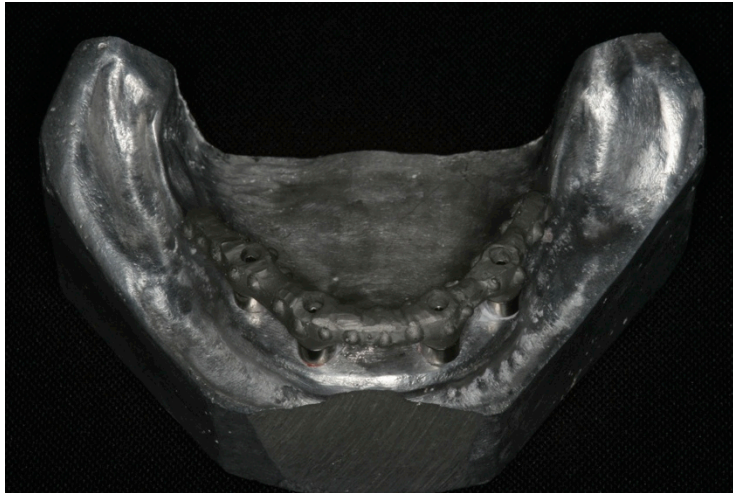


Figura 10: Vista oclusal da barra fundida sobre modelo mestre.



Figura 11: Vista frontal da barra fundida sobre modelo mestre.

Confecção de infraestrutura metálica pela técnica CAD/CAM

O mesmo modelo mestre foi enviado a Neodent para escaneamento e fresagem utilizando o sistema Neoshape. O modelo foi escaneado utilizando-se escâner modelo D700 (3Shape), com precisão de 20 microns, sistema de movimentação em 3 eixos com captura de imagem por 2 câmeras e 1 feixe laser.

O escaneamento da barra seguiu os passos abaixo:

- **1º Passo:** Escaneamento do modelo com transferentes de escaneamento: no modelo são instalados transferentes de escaneamento para a identificação da posição de cada implante (fig. 12).

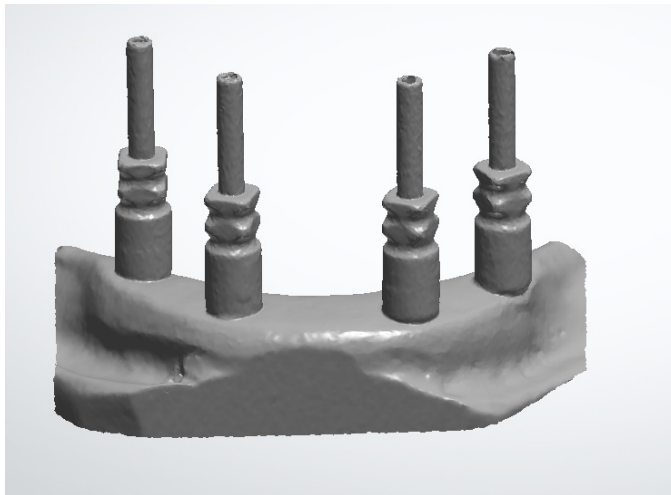


Figura 12: Transferentes de escaneamento.

- **2º Passo:** Alinhamento da imagem escaneada com o arquivo da biblioteca do software. Foi feito o alinhamento entre o arquivo 3D do transferente de escaneamento e a imagem escaneada (fig. 13 A e B).



Figura 13 A: Alinhamento do transferente.

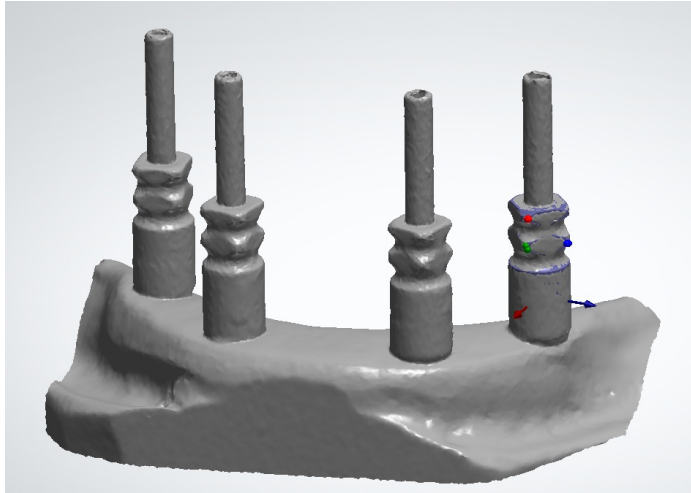


Figura 13 B: Alinhamento dos transferentes.

- **3º passo:** alinhamento de todos os transferentes. Foi realizado o mesmo alinhamento do passo anterior para os implantes restantes. Após este foi determinado a coordenada exata de cada implante (fig. 14).

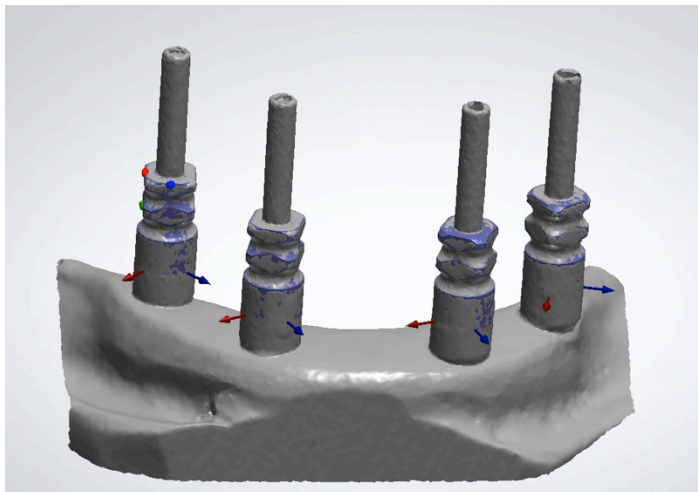


Figura 14: Todos transferentes alinhados.

- **4º Passo:** Escaneamento do modelo completo: Desta forma foi obtido a imagem do modelo com a posição de cada um dos implantes, finalizando assim o processo de escaneamento (fig. 15).

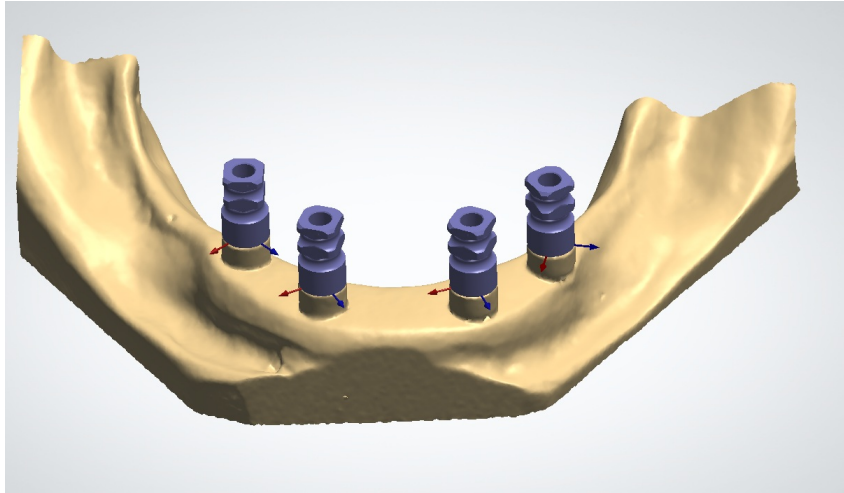


Figura 15: Finalização do processo de escaneamento.

Com o modelo escaneado e a posição de cada implante definidos, com o auxílio do programa *Dental Designer* (3Shape), definiu-se o desenho da barra. É nesta etapa que se determina o formato do perfil da barra, a extensão distal, se haverá retenções ou não, ou seja, todas as características de anatomia são determinadas nesta etapa (fig. 16 A, B e C).

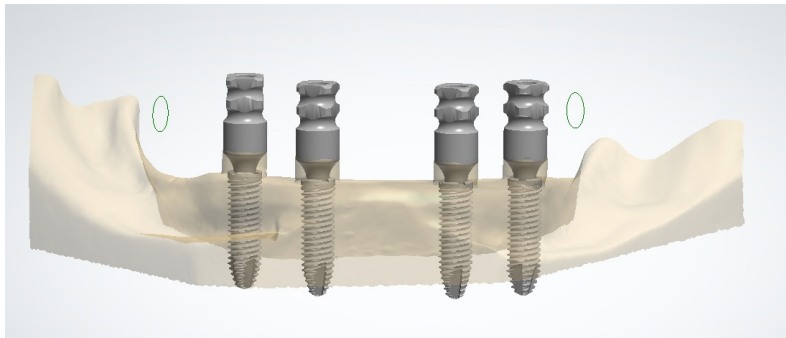


Figura 16 A: Delineamento da barra.

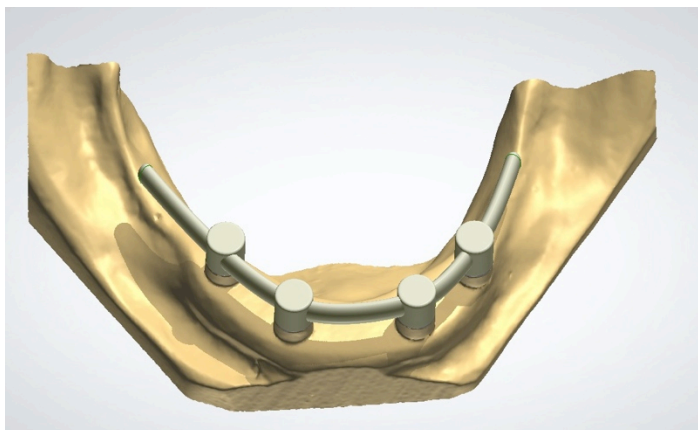


Figura 16 B: Delineamento da barra.

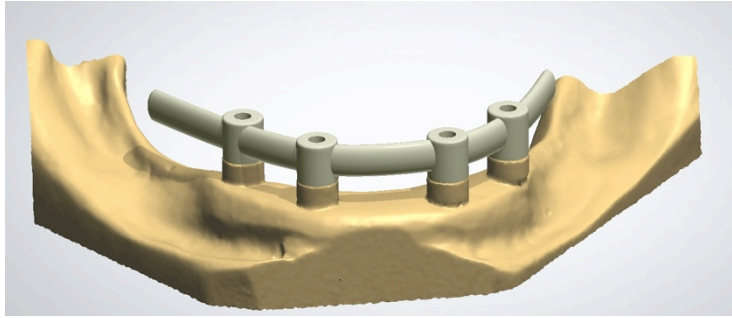


Figura 16 C: Delineamento da barra.

Após a obtenção do arquivo CAD através do escaneamento do enceramento, iniciou-se a etapa CAM do processo para a fresagem da infra-estrutura (fig. 17).



Figura 17: Processo de fresagem.

O arquivo no formato stl gerado na etapa CAD foi enviado a um software CAM, onde foram definidas as ferramentas, as estratégias de fresagem e a trajetória que a ferramenta deveria percorrer para se chegar a uma peça física idêntica ao arquivo virtual 3D, obtendo-se desta forma a barra fresada sobre o modelo mestre (figs. 18 A e B).

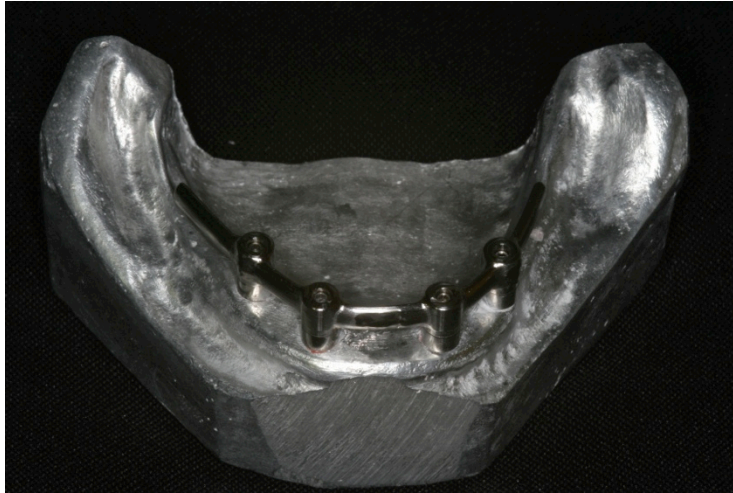


Figura 18 A: Vista oclusal da barra fresada sobre o modelo mestre.



Figura 18 B: Vista frontal da barra fresada sobre o modelo mestre.

Mensuração das fendas de desadaptação

Para este fim, utilizou-se microscópio óptico comparador, com precisão micrométrica, do Laboratório de Pesquisa do Departamento de Odontologia Restauradora da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Minas Gerais (FO-UFMG), marca Mitutoyo, modelo TM 500, equipado com mesa de 50x50, cabeçotes micrométricos digitais, lente ocular de 20x e lente objetiva de 10x, totalizando um aumento de 200 vezes.

Eleveu-se o microscópio óptico comparador ao microscópio eletrônico de varredura (MEV) pela simplicidade na sua operação, por permitir uma leitura direta dos dados, sem a necessidade de softwares ou métodos de mensuração complexos,

mas principalmente por ser suficiente para a visualização desta interface (CASTILIO, 2000; MORAES, 2003).

As leituras foram feitas em 3 pontos na vestibular e 3 pontos na lingual (P1, P2 e P3) de cada um dos pilares (45, 43, 33 e 35) e em 3 séries de medidas (1, 2 e 3) pelo mesmo avaliador. Todas as barras (encerada, fundida e fresada) foram parafusadas sobre o modelo mestre com torque de 10N, aferido com catraca manual (Neodent). As mensurações foram originalmente realizadas em escala milimétrica e posteriormente convertidos para micrometros (μm).

RESULTADOS

Foi calculada a média de desadaptação em cada um dos pilares (45, 43, 33 e 35) e a média final de desadaptação de cada uma das barras (tabela 1). Para a barra encerada, a média de desadaptação dos 6 locais (3 na vestibular e 3 na lingual) e das 3 sequências de aferição no pilar 45 foi de 8,8 μm . Para o pilar da região do 43 a média foi de 6,3 μm ; para o pilar 33 foi de 8,7 μm e para o pilar 35 foi de 7,7 μm . A média final de desadaptação da barra encerada foi de 7,9 μm .

Para a barra fundida, a média de desadaptação dos 6 locais (3 na vestibular e 3 na lingual) e das 3 sequências de aferição no pilar 45 foi de 126,5 μm . Para o pilar da região do 43 a média foi de 122,7 μm ; para o pilar 33 foi de 102,5 μm e para o pilar 35 foi de 83,7 μm . A média final de desadaptação da barra fundida foi de 108,63 μm .

Para a barra fresada, as médias de cada um dos pilares foi: pilar 45 (11,7 μm), pilar 43 (8,4 μm), pilar 33 (8,8 μm) e pilar 35 (9,7 μm). A média final de desadaptação da barra fresada foi de 9,65 μm .

Tabela de Médias de desadaptações aferidas entre os análogos (μm)			
	Barrra Encerada	Barra Fundida	Barra Fresada
Análogo 45	8,8	125,6	11,7
Análogo 43	6,3	122,7	8,4
Análogo 33	8,7	102,5	8,8
Análogo 35	7,7	83,7	9,7
Média Geral de Desadaptação	7,9	108,6	9,6

De maneira geral, podemos afirmar que a barra fundida apresentou valores de desadaptação 10 vezes maior do que os da barra fresada. No gráfico 1 é possível observar a representação gráfica destes valores.

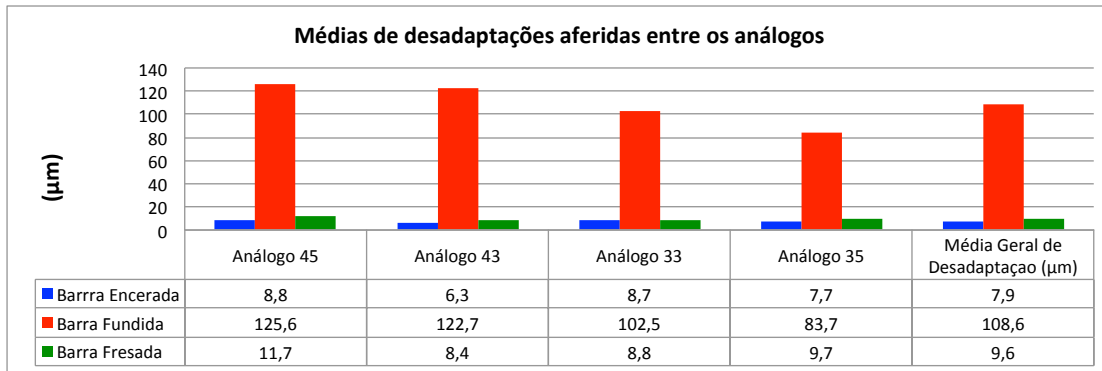


Gráfico 1: Representação gráfica das médias de desadaptação.

DISCUSSÃO

Vários métodos para avaliação da desadaptação de infraestruturas metálicas sobre implantes tem sido apresentados na literatura, desde avaliação da espessura de material moldagem colocados entre a infraestrutura e os análogos (TAKAHASHI e GUNNE, 2003) até métodos bastantes complexos com a utilização de softwares para determinação da adaptação tridimensional (AL-FADDA, ZARB E FINER, 2007; HJALMARSSON et al., 2010 ; DRAGO et al., 2010).

Contudo, estudos têm demonstrado que a adaptação vertical pode ser mais relevante do que adaptação horizontal e a passividade de instalação da infra-estrutura metálica, ainda que isto não tenha sido confirmado clinicamente (DE TORRES et al., 2007; HJALMARSSON et al., 2010). Além disto, a maioria dos trabalhos levou em consideração o eixo vertical para avaliação da adaptação da infra-estrutura metálica e o termo adaptação passiva normalmente se remete às avaliações localizadas neste eixo (DE SOUSA, 2008).

Desta forma, optou-se pela avaliação da desadaptação vertical utilizando-se um microscópio, metodologia semelhante a empregada por alguns autores (COSTA et al., 2003; DE TORRES et al., 2007; TIOSSI et al., 2008).

Com o objetivo de não incorporar variáveis dos procedimentos de moldagem, as barras metálicas utilizadas neste estudo foram confeccionadas diretamente sobre o modelo mestre (figura 19). Desta forma não foram empregadas nenhuma técnica de moldagem para obtenção de modelo de trabalho.



Figura 19: Modelo mestre.

Valores diferentes de desadaptações têm sido propostos como aceitáveis: variando de 10 μm (BRÅNEMARK, 1983) até 150 μm (JEMT, 1991). A literatura tem mostrado uma desadaptação de 42 a 74 μm nas infraestruturas fundidas em ligas metálicas áuricas (JEMT e LIE, 1995) e de menos de 25 μm nas fresadas com o sistema Procera (RIEDY, LANG e LANG, 1997).

A adaptação da infraestrutura da prótese sobre implantes é um dos parâmetros mecânicos que podem interferir na longevidade das próteses (BRÅNEMARK, 1983; SCHWARZ, 2000), ainda que a relação entre o grau de desadaptação e as consequências mecânicas e biológicas não estejam completamente estabelecidas (TAYLOR, 1998). A desadaptação da infra-estrutura metálica pode contribuir para perda óssea perimplantar, ainda que esta correlação não tenha sido observada em estudos clínicos, com avaliações de 1 a 5 anos, demonstrando que talvez haja alguma tolerância biológica dos implantes a uma desadaptação da ordem de 100 μm (JEMT e BOOK, 1996). Todavia, a passividade absoluta entre a infraestrutura e os componentes protéticos parece ser difícil de ser alcançada clinicamente.

A média de desadaptação da barra fundida em liga metálica do sistema CoCr observada neste estudo (108,6 μm) foi superior a encontrada nas barras metálicas fundidas sobre cilindros de ouro (46,8 μm) (TAKAHASHI e GUNNE, 2003) e 59.2 μm (AL-FADDA, ZARB e FINER, 2007). Estes resultados corroboram os de outros autores que demonstraram que as barras fundidas sobre cilindros de ouro apresentaram adaptação melhor do que as barras fundidas em ligas metálicas não nobres (ABDUO et al., 2011).

Quando comparamos aos resultados de outros autores que avaliaram barras em monobloco em ligas metálicas do sistema CoCr, mesma liga utilizada na barra fundida do presente trabalho, a média de desadaptação observada neste trabalho (108,6 μm) foi superior a encontrada nos trabalhos de Tiozzi et al. (2008), que avaliaram um modelo de PPF de 3 elementos sobre dois implantes (54.23 μm), e de Torres et al. (2007) em um modelo de prótese tipo protocolo sobre 5 implantes (66 μm). Diante destas comparações, podemos afirmar que as técnicas de inclusão e fundição da infra-estrutura juntamente com a habilidade do técnico em prótese

dental são determinantes para a adaptação da infra-estrutura metálica sobre implantes. Métodos adicionais, como a solda a laser e a eletroerosão foram utilizados para obtenção de estruturas com níveis aceitáveis de adaptação quando ligas alternativas são utilizadas para obtenção de infra-estruturas metálicas com níveis aceitáveis de adaptação quando ligas metálicas não nobres foram utilizadas para confecção de prótese sobre implantes (ABDUO et al., 2011).

A média de desadaptação da barra fresada em liga metálica de Ti obtida neste trabalho (9,6 μm) apresentou valores menores aos observados nas barras fresadas pelo sistema Procera: 26,9 μm (TAKAHASHI e GUNNE, 2003) e 13.3 μm (AL-FADDA, ZARB E FINER, 2007). Uma hipótese para a melhor adaptação vertical observada neste sistema está relacionada ao método de escaneamento e confecção da barra fresada. No sistema Procera, é feito o escaneamento, com escâner de contato, de uma barra encerada ou fabricada em acrílico. Com a evolução dos sistemas CAD/CAM, a barra fresada deste estudo foi obtida pelo escaneamento a laser do modelo e a definição virtual do desenho da barra, o que pode aumentar o grau de precisão na confecção da infra-estrutura metálica.

Quando comparamos as médias de desadaptação da barra metálica fundida (108,6 μm) com a da barra fresada (9,6 μm) obtidas neste estudo (Tabela 1), fica evidente a melhor adaptação da barra fresada, corroborando os resultados de vários autores (TAKAHASHI e GUNNE, 2003; AL-FADDA, ZARB E FINER, 2007; DRAGO et al., 2010; ABDUO et al., 2011). A média de desadaptação da barra metálica apresentou um valor 10 vezes maior do que a barra metálica fresada. Esta diferença nos valores de adaptação pode ser atribuída ao maior número de etapas para confecção da barra metálica fundida, desde seu enceramento, inclusão e fundição, pois a maior dificuldade consiste na compensação da contração de fundição da liga metálica do sistema CoCr que apresenta valores de aproximadamente 2,3% devida a elevada temperatura de fusão.

O método CAD/CAM pode resultar em barras metálicas com melhor adaptação vertical especialmente nos casos de grande reabsorções e de arcos grandes e com curvatura acentuada já que estes fatores interferem negativamente na adaptação de estruturas fundidas devido as dificuldades inerentes a técnica de cera perdida. Além disso, pode favorecer a resistência final devido a não utilização

de solda (JEMT, BÄCK e PETERSSON; 1999).

As técnicas de fresagem assistidas por computador (CAD/CAM) parecem ser altamente precisas e o método mais consistente na fabricação de infra-estrutura metálica sobre implantes. Além disso apresentam como vantagem a menor dependência da habilidade técnica e, portanto, menos sensível a erros desta natureza. (ABDUO et al., 2011).

Ainda que atualmente seja virtualmente impossível obter uma infra-estrutura metálica totalmente passiva para prótese múltipla parafusada sobre implante e, mesmo que a relação entre o grau de desadaptação e as consequências mecânicas e biológicas não estejam completamente comprovadas, temos a convicção de que é crucial buscarmos a melhor adaptação possível para minimizar as tensões e a microfenda entre os componentes protéticos e a infraestrutura.

CONCLUSÃO

Nas condições deste estudo podem ser feitas as seguintes conclusões:

- 1 - Houve uma redução nos valores da desadaptação vertical em todos os pilares quando utilizou a barra metálica fresada.
- 2 - A barra metálica fundida mostrou desadaptação vertical ($108,6\mu\text{m}$) aproximadamente 10 vezes maior do que a barra metálica fresada ($9,6\mu\text{m}$). Desta forma a hipótese nula não foi confirmada.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

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 May-Jun;24(3):207-20.

Al-Fadda SA, Zarb GA, Finer Y. A comparison of the accuracy of fit of 2 methods for fabricating implant-prosthetic frameworks. **Int J Prosthodont** 2007 Mar-Apr;20(2):125-31.

Brånemark PI. Osseointegration and its experimental background. **J Prosthet Dent** 1983;50:399-410.

Castilio D. Avaliação da adaptação da interface intermediários/cilindros de plástico fundidos em titânio e cobalto-cromo, antes e após soldagem a laser. Bauru, 2000. 103p. Tese (Mestrado). Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo

Costa HM, Rodrigues RC, Mattos Mda G, Ribeiro RF. Evaluation of the adaptation interface of one-piece implant-supported superstructures obtained in Ni-Cr-Ti and Pd-Ag alloys. **Braz Dent J** 2003;14(3):197-202.

de Sousa SA, de Arruda Nobilo MA, Henriques GE, Mesquita MF. Passive fit of frameworks in titanium and palladium-silver alloy submitted the laser welding. **J Oral Rehabil** 2008 Feb;35(2):123-7.

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(10):800-5.

Drago C, Saldarriaga RL, Domagala D, Almasri R. Volumetric determination of the amount of misfit in CAD/CAM and cast implant frameworks: a multicenter laboratory study. **Int J Oral Maxillofac Implants** 2010 Sep-Oct;25(5):920-9.

Hjalmarsson L, Örtorp A, Smedberg JI, 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.

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

Jemt T, Book K. Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. **Int J Oral Maxillofac Implants** 1996;11:620-625.

Jemt T, Lie A. Accuracy of implant-supported prostheses in the edentulous jaw: Analysis of precision of fit between cast gold-alloy frameworks and master casts by

means of a three-dimensional photogrammetric technique. **Clin Oral Implants Res** 1995;6:172-80.

Jemt T. Failure 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;6:270–276.

Karl M, Winter W, Taylor TD, Heckmann SM. In vitro study on passive fit in implant-supported 5-unit fixed partial dentures. **Int J Oral Maxillofac Implants** 2004;19:30–37).

Michaels GC, Carr AB, Larsen PE. Effect of prosthetic superstructure accuracy on the osseointegrated implant bone interface. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod** 1997;83:198–205.

Moraes LMC. Avaliação da adaptação vertical formada entre intermediários tipo esteticone e cilindros metálicos pré usinados, variando as condições: sobrefundição, torques e parafusos de fixação. Bauru, 2003. 163 p. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Bauru, USP.

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 Mar-Apr;16(2):194-200.

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

Sahin S, Cehreli MC. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: Current status. **Implant Dent** 2001; 10:85–92.

Schwarz MS. Mechanical complications of dental implants. **Clin Oral Implants Res** 2000;11(suppl 1):156–158.

Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prosthesis. **J Prosthet Dent** 1983;49:843–848.

Takahashi T, Gunne J. Fit of implant frameworks: an in vitro comparison between two fabrication techniques. **J Prosthet Dent** 2003 Mar;89(3):256-60.

Taylor TD. Prosthodontic problems and limitations associated with osseointegration. **J Prosthet Dent** 1998;79:74–78.

Tioffi R, Rodrigues RC, de Mattos Mda G, Ribeiro RF. Comparative analysis of the fit of 3-unit implant-supported frameworks cast in nickel-chromium and cobalt-chromium alloys and commercially pure titanium after casting, laser welding, and simulated porcelain firings. **Int J Prosthodont** 2008 Mar-Apr;21(2):121-3.

Veronese RM, Visioli A, Herrera E, Hasse PN. Prótese total inferior implanto-suportada com carga imediata - Protocolo cirúrgico e protético. **ImplantNews** 2005 jan.-fev;2(1):63-68.

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;15:209–218.

ANEXO 1

O artigo resultante desta monografia publicado na Revista ImplantNews, v. 10, n. 1, Janeiro/Fevereiro 2013, p. 21 a 27.