

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA

DIEGO DA CUNHA FONTOURA

Avaliação da desadaptação vertical de infraestruturas  
protéticas CAD/CAM de Titânio e de Zircônia sobre  
implantes

Belo Horizonte

2015

Diego da Cunha Fontoura

**AVALIAÇÃO DA DESADAPTAÇÃO VERTICAL DE INFRAESTRUTURAS  
PROTÉTICAS CAD/CAM DE TITÂNIO E DE ZIRCÔNIA SOBRE IMPLANTES**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Minas Gerais como pré-requisito para obtenção do título de Mestre em Odontologia.

**Área de concentração:** Clínica Odontológica

**Professor Orientador:** Doutor Allyson Nogueira Moreira

**Co-orientador:** Doutor Ricardo Rodrigues Vaz

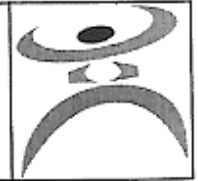
Belo Horizonte

2015



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA



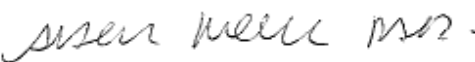
## FOLHA DE APROVAÇÃO

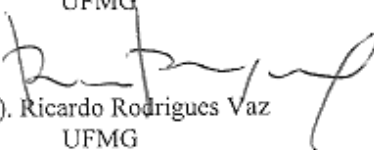
**Avaliação da desadaptação vertical de infraestruturas protéticas CAD/CAM de titânio e de zircônia sobre implantes**

**DIEGO DA CUNHA FONTOURA**

Dissertação submetida à Banca Examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em ODONTOLOGIA, como requisito para obtenção do grau de Mestre em ODONTOLOGIA, área de concentração CLÍNICA ODONTOLÓGICA.

Aprovada em 09 de julho de 2015, pela banca constituída pelos membros:

  
Prof(a). Allyson Nogueira Moreira - Orientador  
UFMG

  
Prof(a). Ricardo Rodrigues Vaz  
UFMG

  
Prof(a). Gustavo Assis de Paula  
Centro Universitário Newton Paiva

  
Prof(a). Walison Arthuro Vasconcellos  
UFMG

Belo Horizonte, 9 de julho de 2015.



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA



## ATA DA DEFESA DA DISSERTAÇÃO DO ALUNO DIEGO DA CUNHA FONTOURA

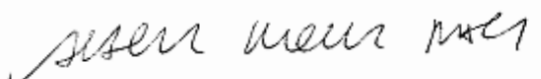
Realizou-se, no dia 09 de julho de 2015, às 14:00 horas, 3418, da Universidade Federal de Minas Gerais; a defesa de dissertação, intitulada *Avaliação da desadaptação vertical de infraestruturas protéticas CAD/CAM de titânio e de zircônia sobre implantes*, apresentada por DIEGO DA CUNHA FONTOURA, número de registro 2013711020, graduado no curso de ODONTOLOGIA, como requisito parcial para a obtenção do grau de Mestre em ODONTOLOGIA, à seguinte Comissão Examinadora: Prof(a). Allyson Nogueira Moreira - Orientador (UFMG), Prof(a). Ricardo Rodrigues Vaz (UFMG), Prof(a). Gustavo Assis de Paula (Centro Universitário Newton Paiva), Prof(a). Walison Arthuso Vasconcellos (UFMG).


A Comissão considerou a dissertação:

Aprovada

Reprovada

Finalizados os trabalhos, lavrei a presente ata que, lida e aprovada, vai assinada por mim e pelos membros da Comissão.  
Belo Horizonte, 09 de julho de 2015.

  
Prof(a). Allyson Nogueira Moreira (Doutor)

  
Prof(a). Ricardo Rodrigues Vaz (Doutor)

  
Prof(a). Gustavo Assis de Paula (Doutor)

  
Prof(a). Walison Arthuso Vasconcellos (Doutor)

## DEDICATÓRIA

A Deus que sempre me guia, ilumina e protege, por todos os caminhos da vida.

Aos meus pais, José Carlos e Vera, que fizeram com que tudo isso fosse possível.

A todos aqueles que direta ou indiretamente contribuíram para o desenvolvimento  
deste trabalho.

## AGRADECIMENTOS

Ao professor **Allyson Nogueira Moreira** pela confiança, pelas orientações, contribuições científicas, e ensinamentos durante esta caminhada.

Ao professor **Ricardo Rodrigues Vaz** pela longa amizade, por ter sempre contribuído para o meu crescimento profissional, e por ter me incentivado na carreira científica, sendo grande responsável para que este trabalho fosse possível.

Ao professor **Vinicius de Magalhães Barros** pela amizade, pelas parcerias científicas e por toda colaboração neste trabalho.

Aos professores **Cláudia Silami de Magalhães, Raquel Conceição Ferreira, Mauro Henrique Nogueira Guimarães de Abreu, Herbert Haueisen Sander** e demais professores do colegiado de pós-graduação da FOUFGM pelas contribuições durante o mestrado.

Ao **programa de pós-graduação da FOUFGM**, nas pessoas do coordenador e secretárias, por organizarem e desenvolverem suas funções de maneira exemplar.

A todos os meus colegas do Curso de mestrado.

À minha mãe **Vera Lúcia Ferreira da Cunha Fontoura** por sempre cuidar de mim em todos os sentidos, pela paciência e pelo carinho.

Ao meu pai **José Carlos Monteiro Fontoura** por ser a pessoa carinhosa, amiga e companheira que sempre foi, e por me dar o suporte necessário para que eu pudesse conquistar os meus objetivos.

À minha avó e madrinha **Efigênia Ferreira da Cunha** que em vida representa todos os meus demais queridos avós.

Ao meu irmão **Leonardo da Cunha Fontoura** pela amizade e pelo companheirismo.

À minha namorada **Ana Paula Calijorne Lourenço** por todo amor demonstrado e pela paciência e compreensão nos meus momentos de ausência.

Ao CD e TPD **Giovani Gambogi** por toda atenção, presteza, e educação durante a produção dos corpos-de-prova utilizados neste estudo.

Ao corpo técnico dos laboratórios da FOUFG na pessoa de **Bruno Ferreira Lourenço**, por disponibilizar os microscópios utilizados em parte deste trabalho.

Ao físico e técnico do Centro de Microscopia da UFG **Wesler Schmidt** por capturar as imagens de microscopia eletrônica de varredura apresentadas neste trabalho.

À **FAPEMIG** pelo auxílio por meio da bolsa de mestrado.

## EPÍGRAFE

“Seja quem você for, seja qualquer posição que você tenha na vida, do nível altíssimo ao mais baixo social, tenha sempre como meta, muita força e muita determinação, e sempre faça tudo com muito amor, e com muita fé em Deus, que um dia você chega lá. De alguma maneira você chega lá”.

Ayrton Senna



## RESUMO

Na prótese sobre implantes, adaptação passiva da infraestrutura é um dos parâmetros mecânicos que podem interferir na durabilidade da reabilitação protética. Diversas complicações, tais como fratura e/ou afrouxamento do parafuso de fixação da prótese, acúmulo de placa, peri-implantite e perda da osseointegração do implante podem ser causadas por deficiência na adaptação das infraestruturas protéticas. O objetivo deste trabalho é verificar a desadaptação vertical de infraestruturas de prótese sobre implante confeccionadas em Titânio (Ti6Al4V) e em Zircônia, ambas fresadas por sistema *CAD/CAM*. Este estudo foi realizado em um modelo mestre de alumínio, com formato anatômico de arcada humana inferior, com quatro análogos do implante RC (Regular Cross Fit) para pilar multi-base reto, com diâmetro de 5,0 mm, em liga de Titânio (*Institut Straumann AG, Switzerland*) posicionados entre forames mentonianos. Sobre os análogos foram confeccionadas virtualmente infraestruturas protéticas e, em seguida, fresadas pelo sistema *CAD/CAM* em liga metálica de Titânio (Ti6Al4V) e em Zircônia translúcida, sendo cinco corpos-de-prova para cada material. Foram realizadas leituras das desadaptações verticais na interface infraestrutura protética/pilares utilizando MEV (microscopia eletrônica de varredura) e *software* Imagej. Valores obtidos foram submetidos à análise estatística. Os resultados demonstraram valores de desadaptação médios de 6,4 µm para o grupo de Titânio, e valores de desadaptação de 9,0 µm para o grupo da Zircônia. Os resultados revelaram também que não houve diferença estatisticamente significativa na desadaptação vertical entre infraestruturas de Titânio e de zircônia, utilizando sistema *CAD/CAM*. A análise por MEV revelou maior sensibilidade na técnica de fresagem nas infraestruturas de Zircônia.

**Palavras chave:** Próteses e Implantes. Implantes Dentários. Prótese Dentária Fixa Por Implantes.

## ABSTRACT

Evaluation of the vertical misfit of CAD/CAM titanium and zirconium implant-prosthetic frameworks.

The passive adaptation of implant prosthesis infrastructure is a mechanical parameter that can interfere in the durability of prosthetic rehabilitation. Some complications such as fracture and / or loosening of the prosthesis retaining screw, plaque buildup, peri-implantitis and loss of the implant osseointegration can be caused by deficiency in the adaptation of the prosthetic infrastructures. The objective of this study is to test the vertical misfit prosthesis infrastructure on implant made of Titanium (Ti6Al4V) and zirconia, both milled by CAD / CAM system. This study was conducted in an aluminum master model with anatomical shape of a human lower arch with four RC implant analogs (Regular Cross Fit) to straight multi-base pillar with a diameter of 5.0 mm titanium alloy (Institut Straumann AG, Switzerland) positioned between the mental foramen. Over the analogues were virtually made prosthetic infrastructure and then milled by CAD / CAM system in Titanium alloy (Ti6Al4V) and Zirconia, five bodies of the test piece for each material. The readings of the vertical misfit in infrastructure prosthetic interface / pillars were measured using SEM (scanning electron microscopy) and ImageJ software and the values were analyzed statistically. The results demonstrated average misfit value of 6.4  $\mu\text{m}$  for the titanium group, and misfit of 9.0  $\mu\text{m}$  for the zirconia group. The results also revealed that there was no statistically significant difference in the vertical misfit between Titanium infrastructure and Zirconia, using CAD / CAM system. SEM analysis revealed higher sensitivity in milling technique in zirconia infrastructures.

**Keywords:** Dental Prosthesis. Implant Supported CAD-CAM. Dental Implant.

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1-A	Localização das perfurações no modelo mestre.....	36
Figura 1-B	Posicionamento do modelo mestre na mesa do delineador.....	36
Figura 1-C	Modelo mestre recebendo os análogos presos à pinça do delineador.	36
Figura 2-A	Análogo RC preso à pinça do delineador.....	37
Figura 2-B	Inserção da resina acrílica DuraLay no modelo mestre.....	37
Figura 3-A	Inserção da resina acrílica DuraLay para auxiliar na fixação do análogo. visão aproximada.....	37
Figura 3-B	Os quatro análogos RC posicionais e fixados no modelo mestre .....	37
Figura 4	Posicionamento do modelo sobre o <i>scanner</i> S600 ARTI .....	42
Figura 5-A	Processo de digitalização do modelo mestre .....	42
Figura 5-B	Processo de digitalização do modelo mestre .....	42
Figura 6-A	Posicionamento virtual dos implantes.....	43
Figura 6-B	Posicionamento da inclinação da saída dos parafusos dos implantes.	43
Figura 7-A	Verificação do formato anatômico dos implantes.....	43
Figura 7-B	Verificação do formato anatômico dos implantes.....	43
Figura 8	Definição da inclinação das fresas e das rotas de fresagem.....	44
Figura 9	Posicionamento do bloco de Zircônia selecionado na unidade fresadora.....	45
Figura 10-A	Início do processo de fresagem das infraestruturas no bloco de Zircônia translúcida.....	46
Figura 10-B	Início do processo de fresagem das infraestruturas no bloco de Zircônia translúcida.....	46

Figura 11-A	Infraestruturas protéticas fresadas em Zircônia translúcida.....	46
Figura 11-B	Infraestruturas protéticas fresadas em Titânio.....	46
Figura 12	Microscópio eletrônico de varredura FIB - Quanta FEG 3D FEI.....	47
Figura 13-A:	Infraestrutura de Zircônia posicionada sobre o modelo mestre dentro da câmara do microscópio eletrônico de varredura.....	47
Figura 13-B:	Infraestrutura de Titânio posicionada sobre o modelo mestre dentro da câmara do microscópio eletrônico de varredura.....	47
Figura 14:	Interface de medidas de desadaptação e banco de dados do <i>software</i> Imagej.....	48
Figura 15-A:	Infraestrutura em Zircônia apresentando maior índice de desadaptação (48µm) ao pilar protético, em magnificação de 250x.....	50
Figura 15-B:	Infraestrutura em Zircônia apresentando ausência total de desadaptação ao pilar protético.....	50
Figura 16-A:	Infraestrutura em Zircônia apresentando falhas estruturais de fresagem e falha de adaptação vertical ao pilar protético, em magnificação de 1000x.....	51
Figura 16-B:	Infraestrutura em Zircônia apresentando boa qualidade de fresagem e boa adaptação vertical ao pilar protético, em magnificação de 1000x.....	51
Figura 17-A:	Infraestrutura em Titânio apresentando fresagem irregular, mas com boa adaptação ao pilar protético, em magnificação de 250x.....	51
Figura 17-B:	Infraestrutura em Titânio apresentando fresagem homogênea e sem irregularidades com boa adaptação ao pilar protético, em magnificação de 250x.....	51
Figura 18-A:	Infraestrutura em Titânio apresentando fresagem irregular e falha de adaptação vertical ao pilar protético, em magnificação de 1000x.....	52
Figura 18-B:	Infraestrutura em Titânio apresentando boa qualidade de fresagem e boa adaptação ao pilar protético, em magnificação de 1000x.....	52

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Médias de desadaptações aferidas nos análogos do estudo piloto.....	39
Tabela 2 - Análise descritiva dos dados da desadaptação vertical da interface entre os componentes protéticos e as infraestruturas fresadas de Titânio e Zircônia (Teste T de Student) .....	53

## LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1: Média da desadaptação vertical e erro padrão das infraestruturas de Titânio e de Zircônia ( $\mu\text{m}$ ) .....	52
Gráfico 2: Coeficiente de variação dos corpos-de-prova dos grupos Titânio e zircônia .....	53

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

Ag-Pd -	Prata-Paládio
Au -	Ouro
CAD/CAM-	Computer-Aided Design/Computer-Aided Manufacturing
CNC -	Computer Numeric-Controlled
Co-Cr -	Cobalto-Cromo
Co-Cr-W -	Cobalto-Cromo-Tungstênio
DP -	Desvio Padrão
FOUFMG -	Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Minas Gerais
Kgf -	Quiilograma-força
MEV -	Microscopia eletrônica de varredura
mm -	Milímetros
N –	Newton
n -	Número
N/cm	Newtons por centímetro
Ni-Cr -	Níquel-Cromo
Ni-Cr-Ti -	Níquel-Cromo-Titânio
Pd-Ag -	Paládio-Prata
Ti -	Titânio
Ti6Al4V -	Titânio 6- Alumínio 4- Vanádio
TiT-L -	Infraestrutura de Titânio escaneada a laser
TM -	Trade Mark
UCLA -	<i>University of California, Los Angeles</i>
ZrO-L -	Infraestrutura de Zircônia escaneada a laser
ZrO-M -	Infraestrutura de Zircônia escaneada por contato
$\alpha$ -	Alfa
$\mu\text{m}$ -	Micrometros
$\mu\text{E}$ -	Microeinstein

## LISTA DE SÍMBOLOS

% -	Por cento
°C -	Grau Celsius



## SUMÁRIO

1.	INTRODUÇÃO.....	18
2.	REVISÃO DE LITERATURA.....	21
3.	OBJETIVOS .....	35
3.1.	Objetivo Geral.....	35
3.2.	Objetivos Específicos.....	35
4.	MATERIAL E MÉTODOS .....	36
4.1.	Confecção do modelo mestre .....	36
4.2.	Cálculo amostral .....	38
4.2.1.	Estudo Piloto.....	38
4.3.	Confecção dos corpos-de-prova.....	41
4.3.1.	Escaneamento.....	41
4.3.2.	Desenvolvimento gráfico.....	43
4.3.3.	Fresagem .....	46
4.4.	Obtenção das imagens por meio de microscopia eletrônica de varredura.....	47
4.5.	Verificação da desadaptação vertical dos corpos-de-prova por meio das imagens obtidas pelo MEV .....	48
4.6.	Análise estatística dos valores de desadaptação vertical da interface entre componentes protéticos e infraestruturas fresadas de Titânio e Zircônia.....	49
5.	RESULTADOS .....	50
5.1.	Análise da desadaptação vertical dos corpos-de-prova por meio do <i>software</i> Imagej.....	50
6.	DISCUSSÃO.....	54
7.	CONCLUSÃO.....	59

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	60
ANEXOS .....	63
PRODUÇÃO INTELECTUAL DESENVOLVIDA DURANTE O CURSO.....	75

## 1. INTRODUÇÃO

O tratamento do edentulismo parcial ou completo tornou-se uma terapêutica previsível e passou a ter papel significativo nas reabilitações orais. Tratamentos na área de implantodontia, antes considerados de grande complexidade e de pouca aplicabilidade, vêm se tornando cada vez mais difundidos e sedimentados na Odontologia para reposição de dentes perdidos por cárie, doença periodontal e traumatismos dentários. A instalação de implantes osseointegráveis vem sendo utilizada a mais de trinta anos, porém com o avanço das técnicas cirúrgicas, atingiu índice de sucesso superior a 90% (1).

Uma das grandes conquistas da implantodontia foi a possibilidade de devolver a capacidade mastigatória ao paciente portador de rebordos totalmente edêntulos com próteses fixas totais, o que antes tinha como única possibilidade a confecção de próteses totais removíveis, que geravam desconforto e redução da capacidade mastigatória (2).

A reabilitação protética consiste na etapa final da reabilitação com implantes osseointegráveis, sendo parte integrante do seu sucesso. Fatores relacionados à transmissão de esforços funcionais ao osso, distribuição das tensões sobre componentes protéticos e adaptação passiva da infraestrutura da prótese sobre implante têm sido considerados importantes para o sucesso da prótese e dos implantes (3).

A adaptação passiva foi definida como o contato simultâneo de todas as superfícies, com ausência de tensão antes da aplicação das cargas, para instalação da prótese sobre implante. No entanto, foram observadas dificuldades para a obtenção de contatos em todas as superfícies, pois um grau inevitável de imprecisão estaria sempre presente nas infraestruturas de próteses sobre implantes (4,5).

A adaptação passiva da infraestrutura da prótese sobre implantes é um dos parâmetros mecânicos que podem interferir na longevidade do tratamento (6). Várias complicações no tratamento com implantes osseointegrados podem ser causadas por deficiência na adaptação das infraestruturas protéticas, podendo ser agravadas pela

ausência de ligamento periodontal (7). Dentre essas falhas, podemos destacar a fratura de componentes ou parafusos protéticos, dor, sensibilidade, perda óssea marginal e da osseointegração (8,9). Contudo, não existe correlação direta entre falta de passividade e perda óssea marginal demonstrando que, talvez, haja alguma tolerância biológica dos implantes à desadaptação da ordem de 100  $\mu\text{m}$  (10,11).

A relação entre grau de desadaptação e consequências mecânicas e biológicas não está completamente estabelecida (12). Até que orientações claras sejam apresentadas e confirmadas em relação ao nível de desadaptação aceitável, torna-se necessário aperfeiçoar ao máximo esta adaptação vertical, pela combinação de materiais e técnicas, clínicas e laboratoriais, para fabricação de infraestruturas de próteses sobre implantes (13).

Novas tecnologias têm sido propostas para melhorar a adaptação de infraestruturas metálicas de próteses sobre implantes. Os métodos podem ser divididos em duas categorias; a primeira baseada na adição de etapas para refinar a adaptação das próteses, tais como seccionamento e solda das infraestruturas, eletroerosão e união de cilindros pré-fabricados à infraestrutura metálica. Na segunda categoria, ocorre redução das etapas de fabricação e aí estão incluídos a confecção assistida por computador *CAD/CAM (computer-aided design/ computer-aided manufacturing)* e também outros métodos de prototipagem (14).

Bidra, Taylor e Agar (2013) relataram que, desde 1994, vários estudos têm utilizado a tecnologia *CAD/CAM* e métodos de prototipagem rápida para a confecção de infraestruturas de próteses sobre implantes. Tais tecnologias proporcionaram melhoras significativas na adaptação cervical das infraestruturas sobre a plataforma dos implantes quando comparados aos procedimentos laboratoriais tradicionais de enceramento, inclusão e fundição. Esta melhora foi obtida, principalmente, por eliminar diversas etapas laboratoriais que causavam sobreposição de erros, inerentes à técnica antes utilizada. Os autores concluíram que, mesmo diante dos avanços alcançados, novos estudos são necessários para o aperfeiçoamento desta técnica a fim de proporcionar menores níveis de desadaptação vertical das infraestruturas e conseqüentemente maior longevidade do tratamento restaurador.

Diante deste contexto, o objetivo deste estudo foi determinar, *in vitro*, valores de desadaptação existentes entre infraestruturas de próteses sobre implantes

fabricadas pelo sistema *CAD/CAM* Zirkozahn utilizando liga de Titânio grau 5 (ASTM) (Ti6Al4V) ou de Zircônia translúcida, aparafusadas sobre implantes. A hipótese nula testada neste trabalho foi a ausência de diferença entre a desadaptação das infraestruturas de Titânio grau 5 (ASTM) (Ti6Al4V) e de Zircônia translúcida do sistema Zirkozahn.

## 2. REVISÃO DE LITERATURA

Na tentativa de encontrar métodos mais precisos de confecção de infraestruturas de próteses sobre implantes, Jemt, Bäck, e Petersson (1999) desenvolveram uma nova técnica de confecção de infraestruturas de próteses sobre implantes. O *computer numeric-controlled (CNC)* foi apresentado e sua adaptação foi testada em modelo mestre e comparada a infraestruturas convencionais. Um grupo de dez pacientes foi reabilitado com prótese tipo protocolo com infraestrutura em ouro confeccionada pelo método tradicional: fundição. Outro grupo de dez pacientes foi reabilitado da mesma maneira, porém as infraestruturas de Titânio (Ti) foram confeccionadas pelo método de fresagem experimental. Para obtenção da infraestrutura fresada em Ti, utilizou-se escaneamento de seu protótipo em resina acrílica. A partir de método fotográfico e superposição de imagens dos modelos, foi avaliada a desadaptação tridimensional de cada pilar. Para o grupo controle (infraestruturas fundidas em ouro), a desadaptação variou de 16 a 80  $\mu\text{m}$ , com valor médio de 42  $\mu\text{m}$ . A desadaptação do grupo experimental não apresentou diferença estatisticamente significativa quando comparado à do grupo controle, variando de 3 a 76  $\mu\text{m}$ , com valor médio de 37  $\mu\text{m}$ . Os autores concluíram que a precisão de adaptação das infraestruturas fresadas foi comparável às fundidas. Conseqüentemente, a nova técnica de fresagem poderia ser opção para confecção de infraestruturas de próteses sobre implantes.

No ano seguinte, Watanabe *et al.* avaliaram a tensão produzida ao redor dos implantes, quando infraestruturas protéticas fabricadas por quatro diferentes métodos (infraestrutura em monobloco; infraestrutura seccionada e soldada após fundição; infraestrutura confeccionada em três diferentes partes e soldada após fundição; técnica passiva) e foram aparafusadas sobre implantes. Os autores avaliaram também se a tensão produzida era alterada de acordo com a variação na ordem de aplicação de torque nos parafusos de retenção. Seis medidores de tensão foram colocados sobre a superfície do bloco, a um milímetro de distância dos três implantes, uma infraestrutura de prótese parcial fixa foi colocada sobre estes implantes e, em seguida, aparafusada com torque de 14,5 N/cm. Este procedimento foi repetido sete vezes para cada infraestrutura, e cada tensão gerada foi medida quando o último parafuso foi apertado. Foram produzidas tensões em todas infraestruturas ao redor dos corpos dos

implantes quando parafusos de fixação foram apertados, e a tensão foi aliviada ao desenroscar. Diferenças significativas ( $p < 0,05$ ) foram encontradas entre os quatro métodos de fabricação das infraestruturas. O método passivo apresentou tensão de  $50 \mu\text{E}$ , o método de solda  $154 \mu\text{E}$ , a infraestrutura em monobloco  $366 \mu\text{E}$ , e o método de secção e solda  $737 \mu\text{E}$ . Além disso, padrões de tensão entre os 6 medidores eram diferentes. A magnitude da tensão foi maior nas infraestruturas em monobloco e nas infraestruturas seccionadas e soldadas do que nas infraestruturas produzidas separadamente e soldadas em seguida, e na infraestrutura produzida por meio do método passivo. Nos dois métodos de solda, quando o parafuso do implante do meio foi apertado antes dos extremos, a magnitude da tensão foi menor. Quando a ordem dos torques dos parafusos foi alterada, houveram diferenças significativas na magnitude da tensão, em cada infraestrutura soldada. No método passivo, não houveram diferenças na magnitude da tensão atribuíveis à ordem de aperto dos parafusos. A magnitude da tensão produzida em torno dos implantes de próteses aparafusadas foi significativamente menor com o método passivo de encaixe quando comparado a outros três métodos de fabricação. Implantes preparados pelo método passivo não foram afetados pela ordem de torque dos parafusos.

Alguns anos depois, Takahashi e Gunne (2003) testaram adaptação de infraestruturas metálicas fresadas em Ti fabricadas pelo sistema Procera<sup>TM</sup>, e compararam a infraestruturas fundidas em liga de ouro. Um total de 19 infraestruturas foram produzidas, sendo 14 pelo sistema Procera e cinco fundidas em ouro. Desta forma, foi verificada 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 injetado dentro dos cilindros e sobre análogos, aplicando-se força de aproximadamente 10 quilogramas força (kgf). Desta forma, foi possível obter-se uma fina lâmina de silicone, que correspondia à desadaptação das infraestruturas aos análogos. Para cada pilar, foram feitas três lâminas que, após a cura, foram seccionadas em quatro partes, nos sentidos vestibulo-lingual e mésio-distal. Essas lâminas foram então levadas ao microscópio, com magnificação de 30 vezes, para medir sua espessura. No total, foram realizadas 1140 mensurações, pois foram feitas quatro medidas para cada uma das três lâminas de silicone de cada um dos 95 pilares. Para infraestruturas fresadas em Ti, foram obtidos as seguintes médias e desvios-padrão para cada face: vestibular  $28,1 \mu\text{m}$  (+/- 9,8), lingual  $25,6 \mu\text{m}$  (+/- 11,2), direito

26,6  $\mu\text{m}$  (+/- 8,4), esquerdo 27,4  $\mu\text{m}$  (+/- 8,5). A média total foi de 26,9  $\mu\text{m}$  (+/- 9,3). Para infraestruturas fundidas em ouro, foram obtidos as seguintes médias e desvios-padrão para cada face: vestibular 42,0  $\mu\text{m}$  (+/- 1,8), lingual 51,6  $\mu\text{m}$  (+/- 10,9), direito 49,2  $\mu\text{m}$  (+/- 11,4), esquerdo 44,4  $\mu\text{m}$  (+/- 6,5). A média total foi de 46,8  $\mu\text{m}$  (+/- 8,8). Em todas as medidas realizadas, a adaptação dos pilares fresados foi significativamente melhor do que os fundidos em ouro. Os autores concluíram que infraestruturas fresadas pelo sistema Procera apresentaram adaptação significativamente melhor do que fundidas em ouro.

No mesmo ano, Ortorp *et al.* compararam a adaptação de infraestruturas fundidas e fresadas, e as distorções provocadas pelos diversos sistemas de recobrimento destas infraestruturas. Um modelo mestre de resina acrílica com 5 análogos dos componentes protéticos instalados em boca foi obtido a partir de um modelo clínico aleatório. A infraestrutura fabricada em resina *Pattern<sup>TM</sup>* (*Triad*, *Dentsply/DeTrey*) para o modelo clínico foi escaneada, e produzidas vinte infraestruturas idênticas pela fresagem de Ti (*Procera Implant Bridge*). As vinte infraestruturas foram divididas, de forma aleatória, em 2 grupos: um grupo em que foi aplicada cerâmica e outro, onde foi utilizada resina acrílica. Cinco infraestruturas em ouro foram produzidas sobre modelo mestre, pela técnica convencional de inclusão e fundição, utilizando cilindros pré-fabricados de ouro. Após 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 infraestruturas foram transferidas para um programa de computador, que avaliou adaptação destas ao modelo, nas seguintes fases de confecção: logo após fresagem ou fundição, após usinagem/polimento, após aplicação dos dois materiais de cobertura (cerâmica ou resina acrílica). Infraestruturas fresadas em Ti apresentaram adaptação estatisticamente superior às fundidas em ouro. Técnicas de cobertura (porcelana ou resina acrílica) não interferiram negativamente na adaptação das infraestruturas fresadas em Ti. Os autores concluíram que a técnica de fresagem apresentou-se menos sensível à habilidade manual, e com precisão significativamente melhor do que as fundidas em ouro.

Ainda em 2003, Costa *et al.*, avaliaram a adaptação marginal de infraestruturas de prótese sobre implante, confeccionadas em liga de Níquel-Cromo-Titânio (Ni-Cr-Ti) ou Paládio-Prata (Pd-Ag). A partir de uma mandíbula de acrílico, onde estavam



instalados quatro implantes de 3,75 x 11 mm na região interforames, foi obtido um modelo mestre pela moldagem com silicone, e instalação de quatro análogos. Sobre o modelo mestre, *UCLAs (University of California, Los Angeles)* plásticas foram adaptadas sobre 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 dois grupos de oito espécimes cada, e fundidas em Ni-Cr-Ti (*Tilite Omega; Talladium Inc., Valencia, CA, USA*) ou em Pd-Ag (*Porson 4; Degussa Div. Dental, São Paulo, SP, Brasil*), pelo método tradicional com maçarico e centrífuga, de acordo com recomendações dos fabricantes. Após fundição, as infraestruturas foram retiradas do revestimento, limpas com jato de óxido de alumínio e não foram polidas. Medidas foram realizadas com microscópio após instalação de parafuso, com 20 N de torque. Foram utilizados um ponto na face vestibular e um na face lingual em cada um dos implantes. Três medidas foram realizadas pelo mesmo pesquisador em cada um desses locais, e a média das três medidas foi utilizada para análise estatística. Na análise dos dados, foram encontradas diferenças significativas para o fator material, em nível de 5 por cento (%) ( $p \leq 0,05$ ), com melhores resultados para estruturas em Ni-Cr-Ti. Os autores concluíram que a liga de Ni-Cr-Ti possibilitou obtenção de infraestruturas implantossuportadas em monobloco com desadaptação menor, se comparada às obtidas em liga de Pd-Ag, tradicionalmente indicada para esta situação.

Karl *et al.* (2004) avaliaram a influência dos métodos de fabricação e de retenção das infraestruturas de próteses sobre implantes e o grau de adaptação passiva encontrado nas mesmas. Para tal, os autores produziram um modelo mestre baseado em um paciente do sexo masculino de 69 anos de idade, com três implantes na maxila direita (referidos como implantes A, B, e C, de mesial para distal) ITI (*Straumann, Waldenburg, Suíça*), de 4,1 mm de diâmetro e 12 mm comprimento. A infraestrutura foi confeccionada com um pântico entre cada um dos implantes, gerando uma prótese fixa de cinco elementos. Os três implantes foram fixados em configuração linear sobre um modelo de mensuração, simulando a situação real. Foram produzidos 40 corpos-de-prova, sendo 10 corpos-de-prova de próteses cimentadas (grupo c-rep), 10 corpos-de-prova de próteses aparafusadas, confeccionadas através de cilindros plásticos calcináveis (grupo s-pla), 10 corpos-de-prova de próteses aparafusadas confeccionadas sobre cilindros calcináveis com

bases de ouro (grupo s-cas) e 10 corpos-de-prova de próteses aparafusadas, confeccionadas e unidas a cilindros de ouro pré-fabricados (grupo s-bon). Medidores de tensão foram montados próximos aos implantes e pânticos, e tensões geradas durante cimentação e fixação dos parafusos foram registradas. Os maiores valores de tensão gerados em áreas de aferição das infraestruturas foram de 616,8  $\mu\text{m/m}$  (c-rep), 491,3  $\mu\text{m/m}$  (s-pla), 213,3  $\mu\text{m/m}$  (s-cas) e 113,7  $\mu\text{m/m}$  (s-bon). Após análise estatística, foi observado que todas as infraestruturas de prótese sobre implantes investigadas revelaram quantidade considerável de tensão, sem diferença estatisticamente significativa entre técnica de cimentação e técnicas aparafusadas. Além disso, não houve diferença significativa entre métodos convencionais de fabricação de próteses aparafusadas. Valores de tensão mais baixos foram encontrados nas próteses que foram cimentadas sobre cilindros de ouro. Os autores concluíram que métodos de avaliação de ajuste não foram capazes de detectar imprecisões "escondidas" em infraestruturas de próteses sobre implantes.

Al-fadda, Zarb e Finer (2007) compararam adaptações de infraestruturas convencionais fundidas e infraestruturas, fresadas assistidas por computador, controlando variáveis como quantidade de metal e curvatura do arco. Sobre nove modelos clínicos de desdentados totais inferiores, em que foram instalados cinco implantes, foram produzidas duas infraestruturas metálicas para prótese mandibular tipo protocolo. A primeira foi fabricada de maneira convencional, utilizando cilindros pré-fabricados de ouro, fundida em liga de prata-paládio. A segunda foi confeccionada a partir da primeira, sendo escaneada a laser e fresada em Titânio. Desta forma, foram obtidas duas infraestruturas idênticas para cada caso clínico: uma fundida em liga nobre e outra fresada em Titânio. Infraestruturas 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 programa de computador (*Implant Best-Fit*), foram feitas medidas de desadaptação das infraestruturas aos análogos nos 3 eixos: x, y e z. No eixo x (horizontal), infraestruturas fresadas de Titânio apresentaram distorções significativamente menores do que 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 totalmente passiva. Os autores concluíram que infraestruturas fresadas de Titânio 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, infraestruturas fresadas apresentaram resultados melhores quando comparadas às fundidas.

Ainda em 2007, de Torres *et al.*, compararam 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 cinco implantes e cinco minipilares Neodent instalados. A partir do modelo mestre, foi obtido um modelo em gesso, utilizando transferentes de moldeira aberta, unidos com resina *Pattern™ (Triad, Dentsply/DeTrey)* e poliéter para moldagem. Sobre este modelo, foram enceradas 15 infraestruturas utilizando cilindros calcináveis. Após o enceramento, foi testada adaptação passiva, e caso esta não estivesse satisfatória, era feita secção e nova união para obtenção da passividade. Estes 15 padrões de cera foram aleatoriamente divididos em três grupos, de acordo com as ligas metálicas utilizadas para fundição: Titânio, Cobalto-Cromo (Co-Cr) e Níquel-Cromo (Ni-Cr). Todas as fundições foram realizadas utilizando equipamento automático. Após fundição, as infraestruturas foram desincluídas, e nenhum acabamento ou polimento foi realizado. Novamente foi testada a passividade e medida desadaptação vertical na face vestibular e lingual de cada pilar, utilizando-se microscópio óptico, com magnificação de 15 vezes. Foram realizadas três medidas em cada face, com somente um parafuso apertado (adaptação passiva) e com todos apertados e obtida média das seis medidas para cada pilar. A liga metálica de Titânio apresentou melhores resultados de assentamento passivo, com 88  $\mu\text{m}$ , as ligas metálicas de Co-Cr e Ni-Cr apresentaram resultados semelhantes, com valores de 229  $\mu\text{m}$  e 200  $\mu\text{m}$ , respectivamente. Em relação à desadaptação vertical, as ligas metálicas de Titânio e Ni-Cr apresentaram resultados estatisticamente semelhantes, 22  $\mu\text{m}$  e 32  $\mu\text{m}$  respectivamente, porém melhores do que a liga de Co-Cr, com 66  $\mu\text{m}$ . Os autores concluíram que infraestruturas em monobloco sobre múltiplos implantes apresentaram resultados não aceitáveis de adaptação passiva e desadaptação vertical, independente da liga metálica utilizada.

De Sousa *et al.* (2008) testaram a precisão de adaptação de infraestruturas metálicas de liga de Paládio-Prata e de Titânio, em monobloco ou após solda a laser. A partir de um modelo mestre de metal, onde foram instalados cinco análogos de implantes HE plataforma regular, foram obtidos vinte modelos de gesso, utilizando

moldeira individual e poliéster para moldagem. Sobre estes vinte modelos, foram utilizados cilindros totalmente calcináveis e realizado enceramento da barra. Esses foram divididos em dois grupos, de acordo com metal utilizado para fundição, seguindo recomendações de cada fabricante: Paládio-Prata (Pd-Ag) ou Titânio. Cada grupo, Paládio-Prata ou Titânio, com dez espécimes cada, foi subdividido em dois subgrupos: com solda a laser ou sem solda. Desta forma, vinte infraestruturas foram separadas em quatro grupos, com cinco espécimes cada: fundida em Pd-Ag; fundida em Pd-Ag e soldada a laser; fundida em Titânio; fundida em Titânio e soldada a laser. Nos subgrupos com solda a laser, a infraestrutura foi seccionada de maneira a isolar pilares. As leituras foram feitas em microscópio óptico (STM). Barras metálicas foram aparafusadas sobre o modelo mestre de metal, no implante mais distal do lado direito, com um torque de 10 N. Realizou-se leitura na superfície vestibular e na lingual do implante mais distal do lado oposto, e do implante localizado na linha média. Nos implantes localizados na linha média, infraestruturas de Titânio apresentaram desadaptação média (119,83  $\mu\text{m}$ ) estatisticamente superior do que as de Pd-Ag (66,30  $\mu\text{m}$ ). A média de desadaptação das barras não soldadas (151,30  $\mu\text{m}$ ) foi estatisticamente superior às soldadas a laser (34,73  $\mu\text{m}$ ). No implante mais distal do lado oposto, não houve diferença estatística significativa na média de desadaptação das barras de Titânio não soldadas (401,69  $\mu\text{m}$ ) e das de Pd-Ag não soldadas (246,87  $\mu\text{m}$ ). Porém, após solda a laser, as de Titânio (31,37  $\mu\text{m}$ ) apresentaram adaptação superior às de Pd-Ag (106,59  $\mu\text{m}$ ). Concluiu-se que solda a laser melhorou significativamente a adaptação das barras metálicas em liga de Pd-Ag e Titânio, e que a solda a laser foi mais efetiva para barras metálicas de Titânio do que de ligas metálicas de Pd-Ag.

No mesmo ano, Tiozzi *et al.*, compararam desadaptação vertical de infraestruturas metálicas de três elementos, confeccionadas em ligas de Ni-Cr, Co-Cr e Titânio, após processos de secção e solda e de simulação da queima de porcelana. Em uma matriz de metal, foram fixados dois implantes de conexão interna e, sobre eles, componente protético cônico. Cilindros plásticos foram aparafusados sobre estes componentes, unidos com resina *Pattern<sup>TM</sup>* (*Triad, Dentsply/DeTrey*). Infraestruturas foram enceradas, fundidas e divididas em três grupos (Ni-Cr, Co-Cr e Titânio), com seis espécimes cada. As infraestruturas fundidas foram aparafusadas na matriz e leituras de desadaptação foram feitas nas seguintes situações: somente um dos

pilares aparafusados, somente o outro pilar aparafusado ou ambos aparafusados (10 N). Foram feitas medidas com uso de microscópio, com magnificação de 15 vezes, em três pontos em cada face (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 ciclos de aplicação de cerâmica, totalizando seis queimas, e medidas foram novamente realizadas. Não houve diferença estatística entre ligas metálicas e nem entre as três condições (monobloco, após solda laser e após simulação de queima) quando foi avaliada desadaptação do pilar, quando o mesmo estava aparafusado. Houve diferença estatística entre ligas metálicas de Co-Cr e Titânio após solda a laser e após simulação de queima, se comparado a monobloco quando foi avaliada desadaptação do pilar quando o oposto estava aparafusado. Com ambos parafusos apertados, a infraestrutura metálica de Co-Cr apresentou diferenças significantes após solda (21,49 µm) comparado ao monobloco (54,23 µm). Os autores concluíram que infraestruturas metálicas de Ni-Cr apresentaram menores desadaptações, porém não houve diferença significativa entre os outros metais. Quando somente um dos parafusos estava apertado, não foi possível obter passividade das infraestruturas. Foi possível alcançar adaptação aceitável com todos as ligas metálicas testadas. A técnica de solda a laser mostrou-se eficiente na obtenção de infraestruturas mais adaptadas e com melhor passividade, em comparação às demais do estudo.

Drago *et al.* (2010) avaliaram a adaptação de infraestruturas confeccionadas pelo método tradicional de fundição e pelo método de fresagem. Foram instalados cinco implantes de conexão interna de plataforma regular (4,1 mm) na região interforames de um modelo de resina acrílica em três universidades (*University of Minnesota, Marquette University, e New Southeastern University*). Para cada modelo mestre, foram realizados dez modelos a partir da transferência, com técnica de moldeira aberta, com união dos transferentes com resina *Pattern<sup>TM</sup>* (*Triad, Dentsply/DeTrey*), utilizando-se poliéter *Impregum<sup>®</sup>* e gesso tipo IV. Estes dez modelos foram aleatoriamente divididos em dois grupos; conforme técnica de confecção da infraestrutura: fundição em ouro ou fresagem em liga de Titânio-Alumínio-Vanádio. Para digitalização dos modelos, onde seriam confeccionadas as barras fresadas com dimensões padronizadas, foi utilizado 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*). Fases de enceramento, inclusão, fundição, desinclusão e acabamento foram padronizadas, nas três universidades. Nenhuma das barras fundidas foi seccionada e soldada. Observou-se que barras fresadas apresentaram adaptação estatisticamente superior às barras fundidas em ouro.

Hjalmarsson *et al.* (2010) compararam a adaptação de infraestruturas metálicas fabricadas pelo método de *Cresco™* (*Astra Tech AB, Mölndal, Sweden*) em Titânio e Co-Cr, e de barras fresadas em Titânio pelo sistema *Procera™* (*Procera Implant Bridge, Nobel Biocare AB, Göteborg, Sweden*). De uma série de modelos para fundição, um foi escolhido, com cinco implantes (*Nobel Biocare*), como modelo mestre. Sobre este, foram produzidas 20 infraestruturas metálicas pelo método *Cresco™*, sendo dez em Titânio e dez em Co-Cr, diretamente sobre os implantes. Sobre cinco modelos mestre, foram confeccionadas cinco infraestruturas fresadas pelo sistema *Procera™*, também com cinco implantes do sistema *Nobel Biocare* instalados na região interforames da mandíbula, diretamente sobre 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 três eixos (x, y e z), o modelo mestre e todas as infraestruturas foram transferidas para um programa de computador, que avaliou adaptação destas ao modelo. No plano horizontal, infraestruturas do sistema *Cresco™* em Co-Cr apresentaram contração. Ao contrário, infraestruturas em Titânio do sistema *Cresco™* e fresadas apresentaram expansão. No plano vertical, barras fresadas apresentaram distorção estatisticamente menor que as fabricadas pelo sistema *Cresco™* (Co-Cr 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™*.

Em 2011, Abduo, Lyons, e Bennani revisaram de forma sistemática os estudos laboratoriais de avaliação da adaptação de infraestruturas aparafusadas de prótese sobre implante. Inicialmente, foram selecionados 248 artigos pela busca eletrônica. Após seleção inicial pela leitura dos títulos e resumos, foram descartados 180, restando 68 possíveis artigos. Após 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 à 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. Fundições de ligas alternativas (Titânio, Co-Cr e Ni-Cr) geralmente resultaram em infraestruturas não aceitáveis a menos que métodos adicionais, como a solda a laser e eletroerosão tivessem sido 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 resultados mais consistentes.

Abduo e Swain (2012) avaliaram a influência entre desadaptação vertical de barras confeccionadas em Titânio e em Zircônia e tensão peri-implantar. Foram fixados dois implantes Branemark em modelo reproduzindo áreas de segundo pré-molar e segundo molar esquerdo, de mandíbula artificial confeccionada em resina epóxica. A partir deste modelo, foram confeccionadas cinco barras de Titânio e cinco barras de Zircônia de formato similar, por meio de um sistema de fresagem assistida por computador (*ProCera Implant Bridge*). Medidores de tensão foram instalados ao redor dos implantes, para mensurar a tensão formada como resultado da desadaptação de cada barra. Foram realizadas também leituras das desadaptações entre barras e implantes, quando foi dado torque em um dos parafusos dos implantes e, em seguida, quando foi dado torque nos dois parafusos. Os dados foram submetidos a análise de variância uni-caudal e ao teste de Mann-Whitney. Para cada condição, uma quantidade mensurável de desadaptação foi registrada. A medida que houve o aumento da desadaptação vertical, mais tensão foi observada na região peri-

implantar. Tanto a liga metálica de Titânio quanto a Zircônia apresentaram quantidades similares de desadaptação e tensões geradas na região peri-implantar. Em conclusão observou-se que a magnitude da tensão peri-implantar é principalmente afetada pela desadaptação das barras e não pelo tipo de material.

Ainda em 2012, Abduo e Lyons avaliaram a influência da desadaptação vertical na tensão gerada dentro de infraestruturas fabricadas a partir de liga metálica de Titânio e de dióxido de zircônio. Foi produzido um modelo mestre representativo do lado esquerdo de mandíbula humana, em que foram fixados dois implantes hexágono externo Branemark de 4,0 mm de diâmetro e 11,5 mm de comprimento (*Mk III TiUnite, Nobel Biocare AB, Goteborg, Sweden*) nas posições correspondentes ao primeiro pré-molar e ao primeiro molar. Este modelo foi utilizado para produção de cinco corpos de prova de Titânio e cinco corpos de prova de Zircônia. Um medidor de tensão foi adaptado sobre a superfície oclusal de cada uma das infraestruturas de prótese sobre implantes produzida. A amplitude de tensão pico-a-pico foi medida para cada infraestrutura, a fim de determinar a flutuação padrão de tensão. Desadaptações verticais das interfaces entre infraestruturas protéticas e os implantes foram medidas utilizando microscópio, Nikon com 50x de magnificação e acurácia de 1 mm, quando apenas um parafuso foi apertado (teste de 1-parafuso) e quando ambos os parafusos foram apertados (teste 2-parafuso). Foi observado que, para todos os valores de desadaptação aferidos entre infraestruturas e implantes, sempre houve um valor de tensão gerado sobre as mesmas e houve, ainda, relação linear entre aumento da desadaptação vertical e aumento da tensão gerado sobre os corpos-de-prova. Os autores concluíram que: tensão gerada sobre corpos-de-prova é afetada pela desadaptação vertical aferida entre infraestruturas e implantes; aumento na desadaptação vertical aumenta diretamente a tensão gerada sobre infraestruturas protéticas; o tipo de material não influenciou nos índices de tensão gerados nas infraestruturas, em situações de desadaptação vertical semelhantes.

Barros *et al.* (2013) compararam a desadaptação de infraestruturas metálicas de prótese aparafusadas sobre implantes em monobloco, confeccionadas ou pelo sistema de fundição por cera perdida ou fresadas por sistema *CAD/CAM*. 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 perpendicularmente à superfície (90°) e paralelos entre si, com auxílio de delineador e fixados com resina acrílica autopolimerizável *DuraLay* (*Reliance Dental Mfg. Co., Worth, IL, EUA*). Para facilitar sua fixação, os análogos foram conectados a um parafuso de transferente, e este foi fixado à pinça do delineador. Sobre análogos foram confeccionadas duas barras metálicas, uma fundida em Co-Cr e outra fresada. A desadaptação vertical na interface barra/análogos foi mensurada, utilizando-se microscópio comparador. Foi calculada média de desadaptação em cada pilar (45, 43, 33 e 35) e a média final de desadaptação de cada barra. Na barra metálica fresada, observou-se redução nos valores da desadaptação vertical em todos pilares. A barra metálica fundida mostrou desadaptação vertical média (108,6µm) aproximadamente dez vezes maior do que a barra metálica fresada (9,6µm).

Ainda nesse ano, Bidra, Taylor e Agar publicaram uma revisão sistemática da literatura avaliando produção de próteses totais confeccionadas por métodos assistidos por computador. Com objetivo de fornecer ao leitor um histórico da evolução dos sistemas, o estágio atual e perspectivas futuras dessa tecnologia emergente, os autores fizeram uma busca eletrônica na literatura de língua inglesa através do PubMed/MEDLINE utilizando os termos *CAD/CAM*, *complete dentures*, *digital complete dentures*, *computer dentures*, *designed dentures*, *machined dentures*, *manufactured dentures*, *milled dentures* e *rapid prototyping dentures*. A busca resultou em 1584 títulos em língua inglesa dos quais trinta foram considerados relevantes para estudos. Após aplicação de critérios de inclusão e exclusão pré-determinados, 22 artigos foram eliminados, restando oito, que foram incluídos no estudo. Concluiu-se que o uso de tecnologias assistidas por computador para produção de próteses totais é estudado desde 1994 por diversos autores, principalmente técnicas *CAD/CAM*. Avanços significativos vêm ocorrendo nesse tipo de técnica desde seu início, mas ensaios clínicos e relatos de caso ainda não estão disponíveis na literatura científica para análise. Os autores concluíram, também, que há eminente necessidade de que sejam elaborados ensaios clínicos prospectivos, com valores-limites reais, para que haja melhor validação dessa tecnologia.

Em 2014, Katsoulis *et al.* analisaram a precisão de adaptação entre infraestruturas de próteses sobre implantes produzidas no sistema *CAD/CAM* em Zircônia por *scanners* a laser e de contato, infraestruturas *CAD/CAM* em Titânio

escaneadas a laser e infraestruturas fundidas convencionais. Um modelo mestre similar a maxila edêntula foi produzido em resina de poliéster. Seis análogos de implante com um diâmetro de 4,3 mm (*Replace Select™ Tapered RP; Nobel Biocare, Gothenburg Sweden*) foram colocados nas posições 15, 13, 11, 21, 23, e 25, para adaptação das infraestruturas em monobloco. Esse modelo mestre foi utilizado na fabricação de todas infraestruturas e foi armazenado por sete dias, antes do início da produção das mesmas. Foram produzidas seis infraestruturas em Zircônia, por meio do escaneamento a laser (*NobelProcera Nobel Biocare, Scanner, Gothenburg, Sweden*) (ZrO-L, N = 6), cinco infraestruturas em Zircônia por meio do escaneamento por contato (*Nobel Procera Forte Scanner; Nobel Biocare, Gothenburg, Sweden*) (ZrO-M, N = 5), seis infraestruturas em Titânio por meio do escaneamento a laser (*Nobel Procera Nobel Biocare, Scanner, Gothenburg, Sweden*) (TiT-L, N = 6) e cinco infraestruturas convencionais fundidas na técnica da cera perdida Cobalto-Cromo-Tungstênio (Co-Cr-W) (60,5% Co, 28% Cr, 9% W; *Remanium Star Co-Cr-W, (DENTAURUM, Ispringen, Germany)* projetadas de forma semelhante às demais. Após mensuração dos *gaps* existentes entre infraestruturas e pilares protéticos, não foi observada nenhuma diferença estatisticamente significativa entre efeitos de *micro gap* verticais entre ZrO-L (14 µm; 10-26 µm), ZrO-M (18 µm; 12-27 µm) e TiT-L (15 µm; 6-18 µm), enquanto que valores das infraestruturas fundidas (236 µm; 181-301 µm) foram significativamente maiores ( $p < 0,001$ ) que dos grupos de *CAD/CAM*. Os *scanners* a laser e táteis do sistema *CAD/CAM* facilitaram a fabricação de infraestruturas aparafusadas sobre implantes altamente precisas, feitas a partir de dióxido de zircônio. Infraestruturas em Titânio escaneadas a laser no sistema *CAD/CAM* mostraram precisão mais consistente, enquanto que desadaptação das infraestruturas confeccionadas no sistema de fundição convencional, na técnica da cera perdida, foi clinicamente inaceitável.

Por fim, De França *et al.* (2015) compararam precisão de adaptação entre próteses fixas de três elementos retidas sobre implantes, produzidas por sistema *CAD/CAM* em Zircônia, sistema *CAD/CAM* em Co-Cr ou liga metálica de Co-Cr produzidas pela técnica de fundição por cera perdida, utilizando *abutments* totalmente calcináveis e *abutments* com bases de Co-Cr. Foram confeccionados quatro corpos-de-prova para cada técnica, sendo considerados, como grupos controle, os grupos elaborados pela técnica da fundição por cera perdida. Três implantes de plataforma

regular hexágono externo (diâmetro de 4,1 x 9 mm, Titamax Cortical Ti; Neodent) foram utilizados para produzir o modelo mestre, o qual foi utilizado para confeccionar infraestruturas protéticas. A desadaptação vertical das infraestruturas protéticas foi avaliada por meio de microscopia eletrônica de varredura (MEV), com aumento de 250 vezes em dois momentos. Primeiramente, foi avaliada a desadaptação vertical das infraestruturas protéticas com apenas um parafuso e torque de 20 N, em uma das extremidades da infraestrutura protética (teste de adaptação passiva) e, em seguida, foi avaliada a desadaptação vertical com todos os parafusos de fixação das próteses com torque de 20 N. Os resultados foram submetidos aos testes de Kruskal-Wallis e Mann-Whitney ( $\alpha=0,05$ ). As médias de desadaptação vertical com todos os parafusos torquados foram de  $5,0\pm 3,6$   $\mu\text{m}$ , para o grupo *CAD/CAM* fabricado em Zircônia;  $1,2\pm 2,2$   $\mu\text{m}$ , para o grupo *CAD/CAM* fabricado em Co-Cr;  $11,8\pm 9,8$   $\mu\text{m}$  para infraestruturas protéticas fabricadas na técnica de fundição por cera perdida utilizando *abutments* com bases de Co-Cr, e  $12,9\pm 11$   $\mu\text{m}$  para as infraestruturas produzidas pelo sistema de fundição por cera perdida com *abutments* calcináveis. Foi encontrada diferença estatisticamente significativa ( $p<0,05$ ) para todas as infraestruturas, exceto entre infraestruturas confeccionadas pela técnica de fundição por cera perdida ( $p=,619$ ). Não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre os grupos nos testes de adaptação passiva ( $p>0,05$ ). Quando todos parafusos de fixação da infraestrutura protética receberam torque, o método *CAD/CAM* apresentou melhores resultados de adaptação sobre pilares protéticos, comparados às infraestruturas fabricadas pelo método de fundição por cera perdida. Altos índices de adaptação passiva foram observados nas técnicas avaliadas, e a passividade das infraestruturas não foi influenciada pela técnica de fabricação ou pelo material utilizado.

### 3. OBJETIVOS

#### 3.1. Objetivo geral

O objetivo deste estudo é comparar a desadaptação vertical entre infraestruturas de Titânio grau 5 (*ASTM*) (Ti6Al4V) e de Zircônia translúcida, produzidas pelo sistema *CAD/CAM* e aparafusadas sobre implantes.

#### 3.2. Objetivos específicos

- Quantificar, por meio de imagens de microscopia eletrônica de varredura e do *software Imagej*, desadaptações encontradas entre infraestruturas protéticas confeccionadas em Titânio grau 5 (*ASTM*) (Ti6Al4V) e em Zircônia translúcida.
- Avaliar estatisticamente se há diferenças significativas entre medidas de desadaptação encontrados nas infraestruturas protéticas confeccionadas em Titânio grau 5 (*ASTM*) (Ti6Al4V) ou de Zircônia translúcida.

## 4. MATERIAL E MÉTODOS

### 4.1. Confecção do Modelo Mestre

Para realização do presente estudo, foi confeccionado um modelo mestre fundido em alumínio, a partir de um modelo mandibular de acrílico representativo de um paciente totalmente desdentado (Fig. 1-A), semelhante aos estudos desenvolvidos por outros autores (8,18).

Em seguida, quatro perfurações equidistantes correspondentes às regiões dos dentes 35, 33, 43 e 45 foram realizadas estrategicamente entre forames mentonianos de acordo com protocolo original estabelecido por Branemark et al., (1977) (Fig.1-B).

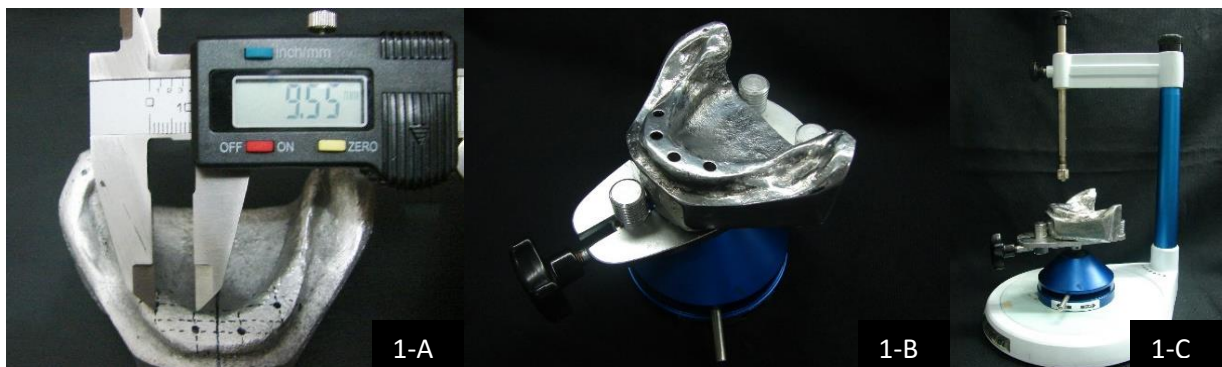


FIG. 1-A: Localização equidistante das perfurações dos análogos dos implantes no modelo mestre.

FIG. 1-B: Posicionamento do modelo mestre na mesa do delineador.

FIG. 1-C: Modelo mestre recebendo os análogos presos à pinça do delineador

Nessas perfurações, quatro análogos para pilar multi-base reto *RC (Regular Cross Fit™)* (*Institut Straumann AG, Switzerland*), com diâmetro de 5,0 mm em liga de Titânio, foram posicionados perpendicularmente à superfície (90°) e paralelos entre si, com auxílio de um delineador Bioart, modelo B2, sendo fixados com resina acrílica autopolimerizável *DuraLay (Reliance Dental Mfg. Co., Worth, IL, USA)* (Fig. 1-C, Fig. 2-A, Fig. 2-B, Fig. 3-A e Fig. 3-B).

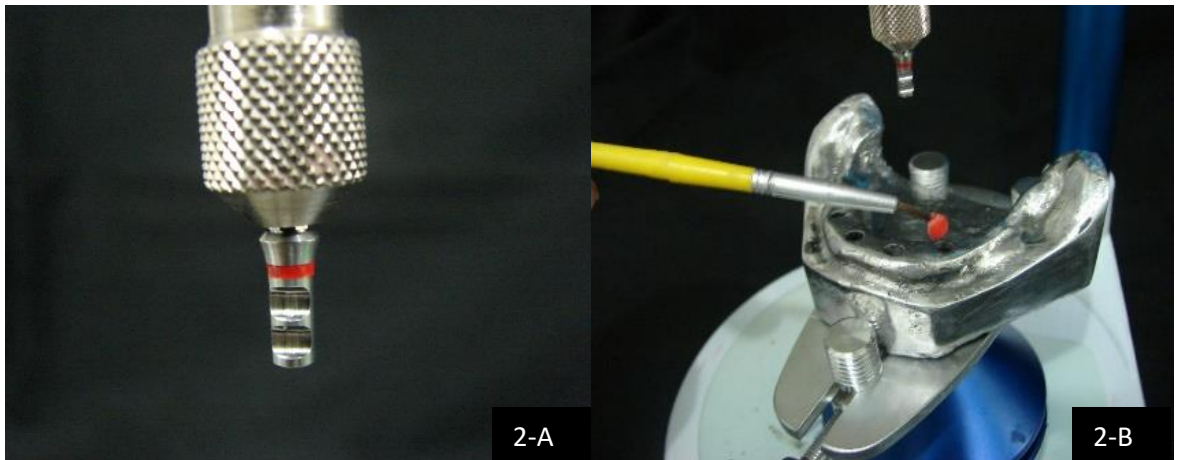


FIG. 2-A: Análogo RC preso à pinça do delineador.

FIG. 2-B: Inserção da resina acrílica DuraLay para auxiliar na fixação do análogo.

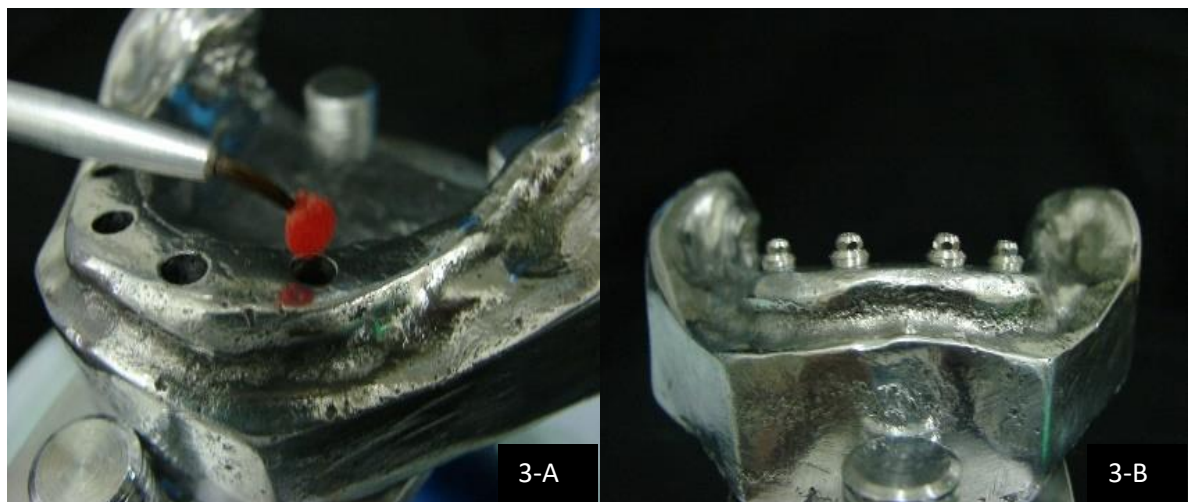


FIG. 3-A: Inserção da resina acrílica DuraLay para auxiliar na fixação do análogo. Visão aproximada.

FIG. 3-B: Os quatro análogos RC posicionados e fixados no modelo mestre.

## 4.2. Cálculo Amostral

Para avaliarmos a viabilidade da presente pesquisa, foi realizado um estudo piloto, e os dados obtidos foram submetidos à análise estatística.

# Comparação do desajuste vertical de infraestruturas metálicas sobre implantes: fundida *versus* fresada

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

Vinicius de Magalhães Barros\*

Diego da Cunha Fontoura\*\*

José Augusto César Discacciati\*\*\*

Wáilson Arthuro Vasconcellos\*\*\*\*

Célio Soares de Oliveira Júnior\*\*\*\*\*

Ricardo Rodrigues Vaz\*\*\*\*\*

### RESUMO

A adaptação passiva da infraestrutura da prótese sobreimplantes 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 infraestruturas protéticas, podendo ser agravadas pela ausência de ligamento periodontal. O objetivo deste trabalho foi comparar a desadaptação de infraestruturas metálicas em monobloco parafusadas sobreimplante, confeccionadas pelo 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 Co-Cr e outra fresada. 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  $\mu\text{m}$ ) aproximadamente dez vezes maior do que a barra metálica fresada (9,6  $\mu\text{m}$ ).

**Unitermos** – Implante dentário; Adaptação passiva; Prótese sobreimplante; Infraestrutura sobreimplantes.

### ABSTRACT

*Passive fit of an implant framework is one of the mechanical parameters that can affect treatment longevity. Several complications in dental implant treatment 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 metallic, one-piece cast and CNC-milled implant frameworks. Four implant analogues were placed in a aluminum master model to receive conical abutments. A Co-Cr alloy was used in both groups. Vertical misfits at implant-framework interface were measured with an optical microscope. Mean misfit levels were registered at implant positions 45, 43, 33, and 35, as well as for the overall sample. Individual misfit levels were reduced in CNC-milled frameworks. Cast frameworks showed a mean vertical misfit level (108.6 micrometers) almost 10 times higher than in the milled frameworks (9.6 micrometers).*

**Key Words** – Dental implants; Passive fit; Implant-supported prosthesis; Implant-supported frameworks.

\*Mestre em Prótese Dentária e professor do Departamento de Odontologia – Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais.

\*\*Especialista em Prótese Dentária – Centro de Estudos Odontológicos do IPSEMG.

\*\*\*Doutor em Biomateriais e professor – Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Minas Gerais.

\*\*\*\*Doutor em Dentística e professor – Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Minas Gerais.

\*\*\*\*\*Doutor em Reabilitação Oral e professor – Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Minas Gerais.

\*\*\*\*\*Doutor em Materiais Dentários e

#### 4.2.1. Estudo Piloto

Por meio dos resultados obtidos no estudos piloto (12), foi calculada média de desadaptação de cada pilar (45, 43, 33 e 35) e a média final de desadaptação de cada uma das infraestruturas (TAB. 1). Para a infraestrutura fundida, a média de desadaptação dos seis locais (três na face vestibular e três na face lingual) e das três sequências de aferição no pilar 45 foi de 125,6  $\mu\text{m}$ . Para o pilar da região do 43, a média foi de 122,7  $\mu\text{m}$ ; para o pilar 33, foi de 102,5  $\mu\text{m}$  e para o pilar 35, foi de 83,7  $\mu\text{m}$ . A média final de desadaptação da infraestrutura fundida foi de 108,6  $\mu\text{m}$ . Para a infraestrutura fresada, as médias de cada pilar foram: pilar 45 (11,7  $\mu\text{m}$ ), pilar 43 (8,4  $\mu\text{m}$ ), pilar 33 (8,8  $\mu\text{m}$ ) e pilar 35 (9,7  $\mu\text{m}$ ). A média final de desadaptação da infraestrutura fresada foi de 9,6  $\mu\text{m}$ .

TABELA 1: Médias de desadaptações aferidas nos análogos ( $\mu\text{m}$ )

	<b>Infraestrutura Fundida</b>	<b>Infraestrutura Fresada</b>
Análogo 45	125,6	11,7
Análogo 43	122,7	8,4
Análogo 33	102,5	8,8
Análogo 35	83,7	9,7
Média Geral de Desadaptação ( $\mu\text{m}$ )	108,6	9,6



**Variável desfecho = medida da desadaptação entre modelo mestre e infraestrutura protética ( $\mu\text{m}$ )**

Diferença entre o controle e tratamento = **0,098**

Média<sub>1</sub>- média<sub>2</sub> = 0,108 – 0,0096 = **0,098**

*dp* da variável na população = **0,054**

*Magnitude padronizada = Tamanho do efeito / dp da variável*

*Magnitude Padronizada = 0,098 / 0,054 = 1,82*

Se  $\alpha$ (bilateral)= 0,05 e  $\beta$ = 0,20

Fórmula rápida de Lehr

$n$  (por grupo) = 16 / (MagPad)<sup>2</sup>

$n = 16 / 1,82^2 = 4,8 \sim 5$  (para cada grupo)

Diante da análise estatística, foi definido que o número amostral mínimo para cada grupo seria de 5 corpos-de-prova.

### 4.3. Confecção do Corpos-de-prova

O sistema *Zirkonzahn* utilizado neste estudo se trata de um sistema sequencial de processamento de dados no qual os arquivos gerados nos processamentos anteriores são utilizados novamente nas etapas seguintes.

Para a produção das infraestruturas de prótese sobre implantes deste trabalho, o modelo mestre foi escaneado utilizando como auxiliar para tal etapa o *software .Scan*. Em seguida o modelo digital foi utilizado pelo *software .Modellier* para produção digital das infraestruturas protéticas. Na estapa seguinte, o *software .Nesting* foi utilizado para realizar o posicionamento tridimensional das infraestruturas protéticas dentro dos blocos de Titânio ou zircônia. Por fim, o *software .Frasen* foi utilizado para selecionar as fresas e fixar as mesmas, viabilizando assim o processo de fresagem das infraestruturas protéticas.

#### 4.3.1. Escaneamento

Para escaneamento do modelo mestre de alumínio (Fig.4), foi utilizado *scanner S600 ARTI (Zirkonzahn - Gais – Italy)*, que é um *scanner* óptico de luz totalmente automatizado, com duas câmeras de dupla digitalização. O *scanner* possui câmeras de alta velocidade com campo de medição extragrande, e precisão  $\leq 10 \mu\text{m}$ , de maneira que o modelo pode ser girado  $360^\circ$  e inclinado  $100^\circ$ , e o maior campo de medição permite captura de todo modelo em um único processo de digitalização. Entre outras características, o *scanner* possui controle do eixo de alta precisão associado a conceitos inteligentes de aquisição de modelos.

Para o processamento das imagens capturadas pelo *scanner*, foi utilizado o *software .Scan*, sendo essa digitalização do modelo mestre a primeira etapa para confecção das infraestruturas protéticas (Fig.5-A e Fig.5-B).



FIG. 4: Posicionamento do modelo mestre sobre a plataforma do scanner S600 ARTI.

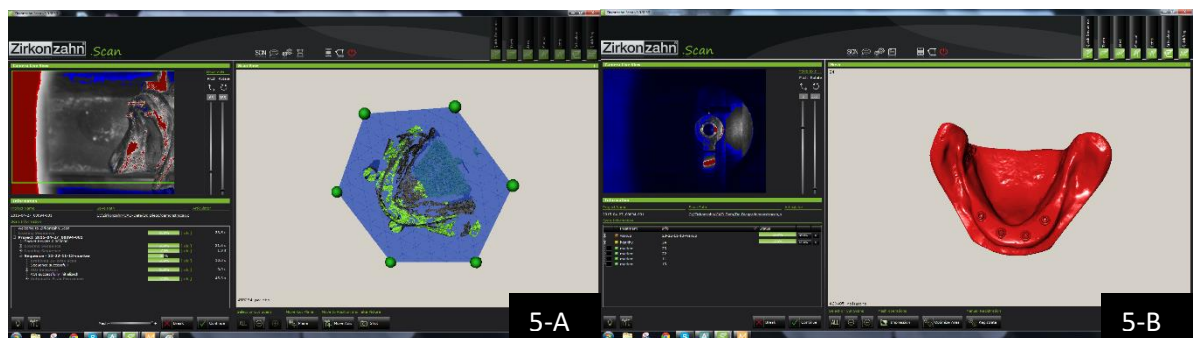


FIG. 5-A e 5-B: Processo de digitalização do modelo mestre através do software .Scan.

De acordo com posicionamento e formato do *scan abutment*, que também é escaneado sobre o modelo mestre, o programa *.Modellier* identifica o posicionamento da plataforma do implante através da sobreposição das imagens, a fim de que não ocorram erros de posicionamento do mesmo, após fresagem (Fig.6-A).

Para viabilizar o processo de escaneamento do modelo mestre, foi utilizado revelador (*SKD-S2 SPOTCHECK®*) para eliminar o excesso de brilho existente, por se tratar de modelo metálico, melhorando assim o contraste da imagem obtida pelo

scanner. Após escaneamento, foi realizado o posicionamento virtual das peças e localizadores dos implantes, associado à seleção realizada na biblioteca dos implantes desejados (Fig.6-B).

#### 4.3.2. Desenvolvimento Gráfico

Ainda no *.Modellier*, foram realizados todos os passos de modelagem da infraestrutura que foi produzida. Esta etapa foi responsável por elaborar toda parte relacionada ao design gráfico do processo de produção (Fig.7-A e Fig.7-B).



FIG. 6-A: Posicionamento virtual dos implantes ao modelo mestre e aos scan abutments por meio do *software* *.Modellier*.

FIG. 6-B: Posicionamento da inclinação da saída dos parafusos dos implantes por meio do *software* *.Modellier*.



FIG. 7-A e 7-B: Verificação do formato anatômico obtido por meio da seleção dos implantes na biblioteca virtual e do perfil de emergência da prótese de acordo com diâmetro do implante selecionado.

Na fase seguinte do desenvolvimento digital das infraestruturas protéticas, foram realizados procedimentos de seleção dos blocos de Titânio grau 5 (*ASTM*)

(Ti6Al4V) e Zircônia translúcida a serem fresados. Por meio do programa *.Nesting* (Fig.8), foi realizado o posicionamento virtual das barras dentro dos blocos de Titânio grau 5 (ASTM) (Ti6Al4V) e Zircônia translúcida e, em seguida, foi feita definição da inclinação das fresas e das rotas de fresagem, para que o projeto ocorresse da forma definida anteriormente. Neste momento, as infraestruturas de Zircônia translúcida são projetadas em dimensões de 20 a 25% maiores que o tamanho final da prótese, para compensar a contração que ocorrerá durante o processo de sinterização.



FIG. 8: Definição da inclinação das fresas e das rotas de fresagem.

Esta seleção definiu informações referentes à forma, espessura e codificação do lote do bloco, bem como o tipo de material a ser utilizado. Também nesta fase, foram realizados o posicionamento virtual das infraestruturas nos blocos a serem fresados.

Logo em seguida, foi realizada a seleção das fresas a serem utilizadas, juntamente com a seleção e fixação das mesmas, por meio do programa *.Frasen*. Este programa realiza o controle de desgaste e seleção das fresas e demais controles técnicos, e estabelece o posicionamento do bloco selecionado na unidade de

fresagem. A partir desse momento, foi finalizada a programação virtual do trabalho, dando início ao procedimento de fresagem propriamente dito (Fig.9).

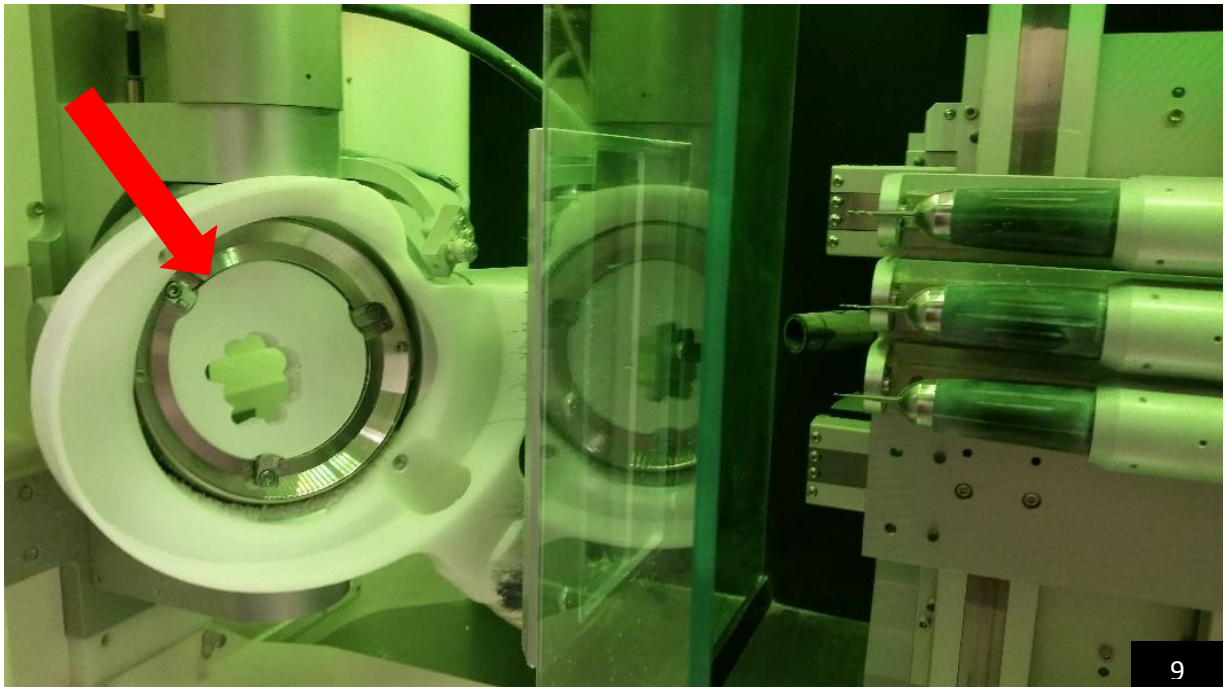


FIG. 9: Posicionamento do bloco de zircônia selecionado na unidade fresadora.



### 4.3.3. Fresagem

O processo de fresagem das infraestruturas de Titânio grau 5 (ASTM) (Ti6Al4V) e de Zircônia translúcida foi realizado pela fresadora *M5 Heavy (Zirkonzahn - Gais - Italy)*, de 5 eixos simultâneos controlados por computador, com dois eixos de fresagem, utilizando 4 brocas (2L – 1L – 0,6A – 1,5A) e com dimensões de 1232 x 530 x 690 mm (comprimento x profundidade x altura) e peso de 200 kg.

Após conclusão do processo de fresagem, os blocos (Ti e Zir) foram removidos da unidade fresadora, e foi realizado o recorte com disco diamantado nº 7 (Talmex, Curitiba – PR, Brasil), para remoção das infraestruturas de Zircônia translúcida e de Titânio grau 5 (ASTM) (Ti6Al4V).

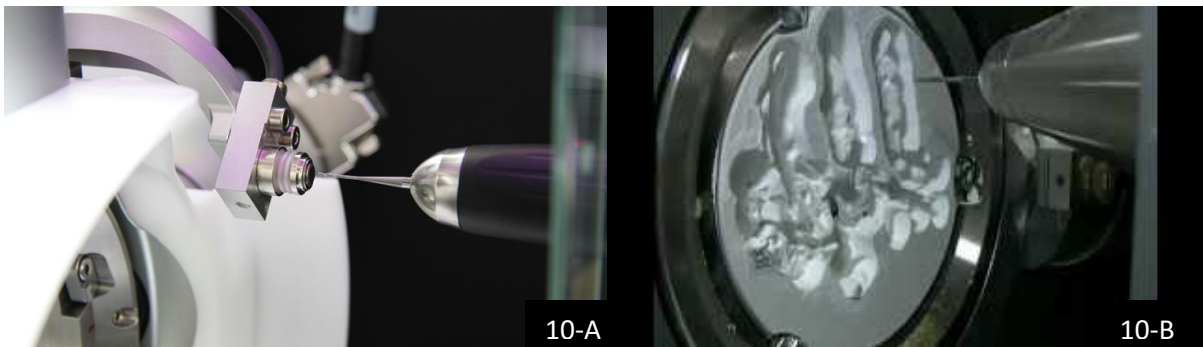


FIG. 10-A e 10-B: Início do processo de fresagem das infraestruturas no bloco de Zircônia translúcida.



FIG. 11-A: Infraestruturas protéticas fresadas em Zircônia translúcida.

FIG. 11-B: Infraestruturas protéticas fresadas em Titânio.

#### 4.4. Obtenção das imagens por meio de microscopia eletrônica de varredura

Para leitura da desadaptação entre infraestruturas protéticas em Titânio grau 5 (ASTM) (Ti6Al4V) e em Zircônia translúcida e seus respectivos pilares protéticos, foi utilizado microscópio eletrônico de varredura FIB - Quanta FEG 3D FEI, do Centro de Microscopia da UFMG, com ampliações de 250X e 1000x, em diferentes áreas dos corpos-de-prova, assim como foi realizado em metodologia recente na literatura (13,23).

As leituras foram realizadas em três pontos na face vestibular, três pontos na face lingual e três pontos da face mesial (FIG. 13) de cada pilar (45, 43, 33 e 35). O torque prévio às aferições foi conferido por meio do uso de catraca manual da marca *Straumann®*, simulando uma situação real. Os torques foram aferidos primeiramente nos análogos 33 e 43 e, em seguida, nos análogos 35 e 45, sendo que ambas as infraestruturas protéticas, Titânio grau 5 (ASTM) (Ti6Al4V) e Zircônia translúcida, foram aparafusadas sobre o modelo mestre com torque de 15 N.



FIG. 12: Microscópio eletrônico de varredura (MEV) FIB - Quanta FEG 3D FEI.

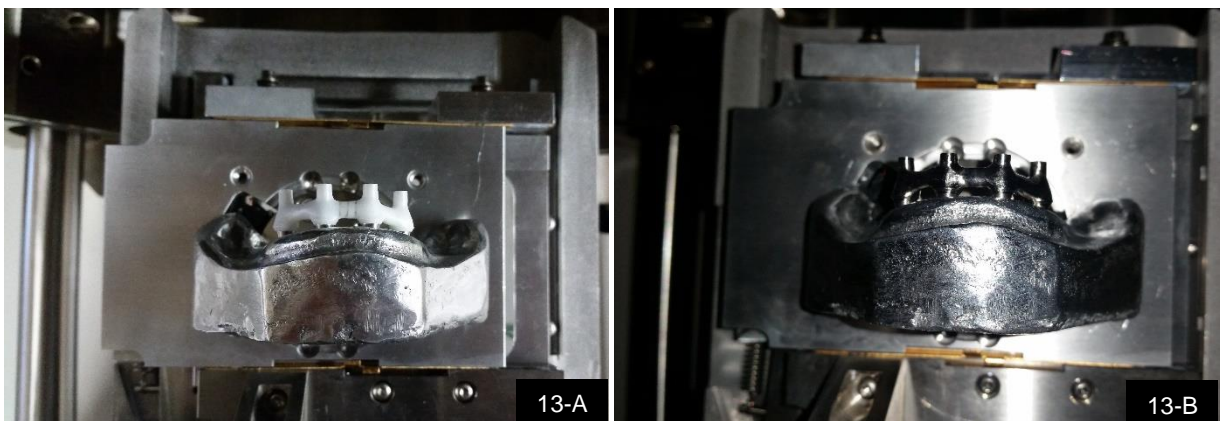


FIG. 13-A: Infraestrutura de Zircônia posicionada sobre o modelo mestre dentro da câmara do MEV.  
 FIG. 13-B: Infraestrutura de Titânio posicionada sobre o modelo mestre dentro da câmara do MEV.



#### 4.5. Verificação da desadaptação vertical dos corpos-de-prova por meio das imagens obtidas pelo MEV

Para mensuração das desadaptações, foi utilizado um software de domínio público e de livre acesso para *downloads* <http://imagej.nih.gov/ij/download.html> *Imagej versão 1.48* (Fig.14), desenvolvido pelo *National Institutes of Health, Maryland, USA*, que viabilizou a avaliação das imagens obtidas por MEV. Para realização das mensurações, foi realizada inicialmente a calibração da régua de medida, utilizando escala fornecida pela imagem capturada por MEV. Após correta calibração, foi traçada uma linha entre as bordas das infraestruturas protéticas e de seus respectivos pilares, gerando o valor definido para cada ponto de medida.

Para definição dos pontos de mensuração, as imagens foram divididas em três partes iguais, e o ponto central de cada uma das partes foi utilizado para realização das medidas, sendo o centro do primeiro terço o ponto 1, o centro do segundo terço o ponto 2, e o centro do terceiro terço o ponto 3, e essas regiões foram adotados como pontos de medidas representativos de cada uma das imagens.

Para realização das mensurações, um único avaliador foi submetido à calibração, e sua concordância foi avaliada pelo Coeficiente de Correlação Intra Classe, obtendo índice de 98,6%.

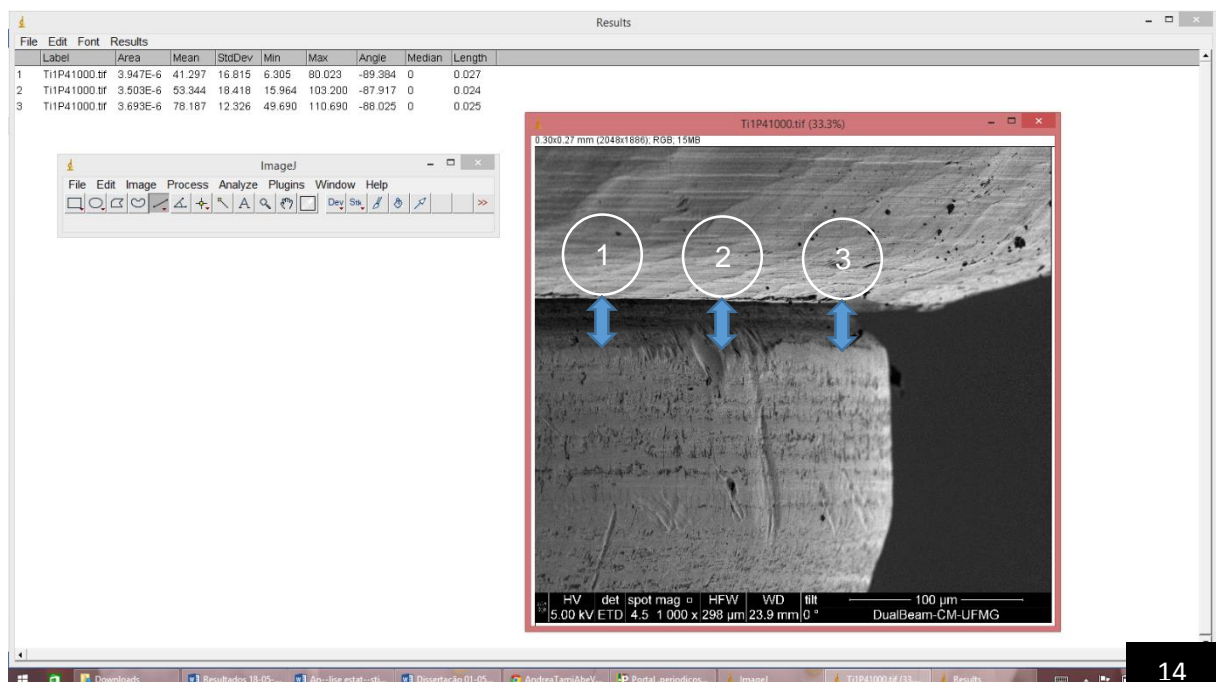


FIG. 14: Interface de medidas de desadaptação e banco de dados do *software Imagej*.

4.6. Análise estatística dos valores de desadaptação vertical da interface entre componentes protéticos e infraestruturas fresadas de titânio e zircônia.

Os dados obtidos foram organizados no software estatístico SPSS®, versão 20.0. Para análise descritiva, utilizaram-se média, desvio-padrão, mediana, erro padrão, mínimo e máximo.

O coeficiente de variação foi calculado para analisar a dispersão dos dados em termos relativos a seu valor médio.

Os valores das médias de desadaptação vertical nas interfaces pilar/infraestrutura dos grupos Titânio e Zircônia foram submetidos ao teste de Kolmogorov-Smirnov para avaliar os pressupostos de normalidade nas curvas de distribuição. Quando os dados da variável desadaptação vertical apresentaram distribuição normal, o teste t de Student para amostras independentes foi utilizado para comparação da média dos dois grupos.

## 5. RESULTADOS

### 5.1. Análise da desadaptação vertical dos corpos-de-prova por meio do software Imagej.

Foram obtidas 240 imagens pela MEV, com os aumentos de 50x, 250x, 1000x. Entretanto, apenas imagens com aumentos de 250x ou de 1000x foram utilizadas na elaboração do banco de dados da pesquisa, devido à melhor qualidade para aplicação do software Imagej versão 1.48 (Fig. 15-A a 15-B). Imagens com magnificação de 1000x da face lingual também foram eliminadas do estudo devido à inclinação do modelo na câmara do MEV, que não permitiu acesso direto às áreas de desadaptação. Dessa forma, foram aproveitadas 120 imagens para realização das 360 medidas referentes às desadaptações das infraestruturas protéticas a seus respectivos pilares. Cinco das infraestruturas foram confeccionadas em liga metálica de Titânio, e cinco em Zircônia, com quatro pilares protéticos, sendo que cada pilar foi avaliado em nove pontos ( $9 \times 4 \times 10 = 360$ ).

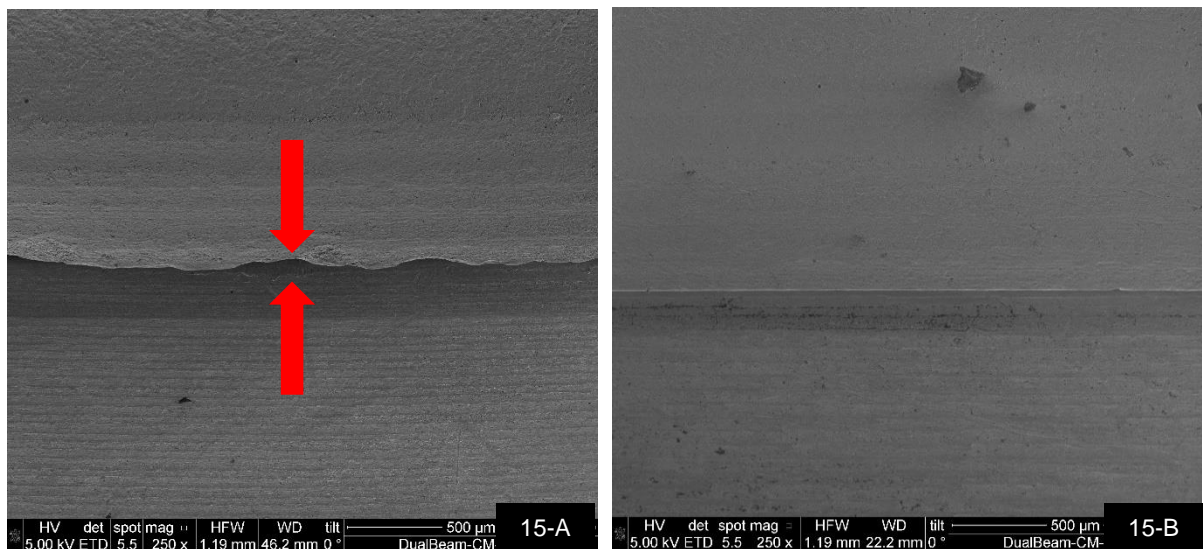


FIG. 15-A: Infraestrutura em Zircônia apresentando maior índice de desadaptação ( $48\mu\text{m}$ ) ao pilar protético em magnificação de 250x.

FIG. 15-B: Infraestrutura em Zircônia apresentando ausência total de desadaptação ao pilar protético em magnificação de 250x.

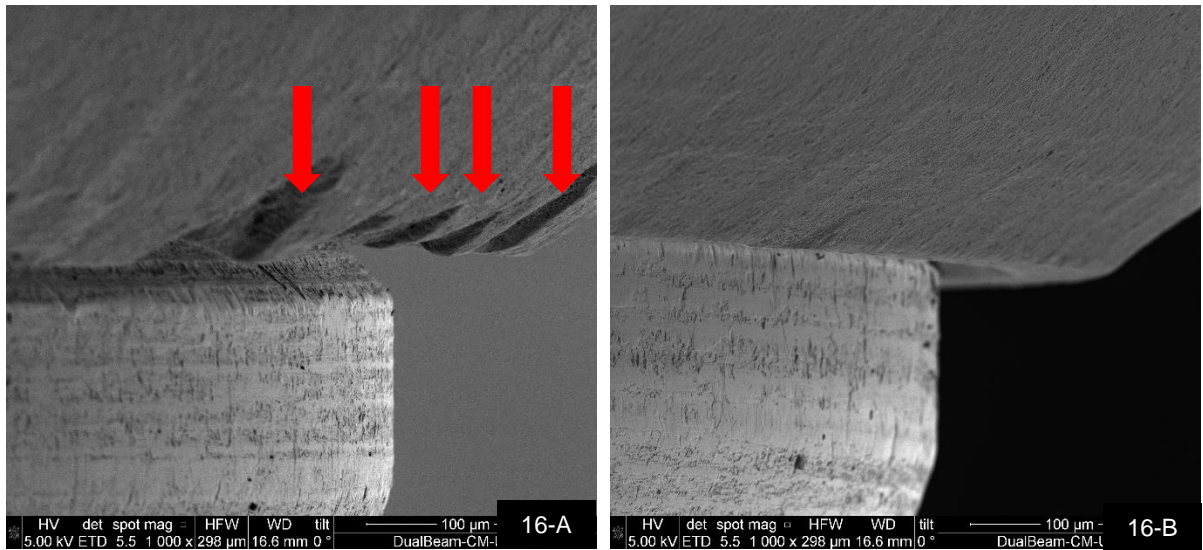


FIG. 16-A: Infraestrutura em Zircônia apresentando falhas estruturais de fresagem e falha de adaptação vertical ao pilar protético em magnificação de 1000x.

FIG. 16-B: Infraestrutura em Zircônia apresentando boa qualidade de fresagem e boa adaptação vertical ao pilar protético em magnificação de 1000x.

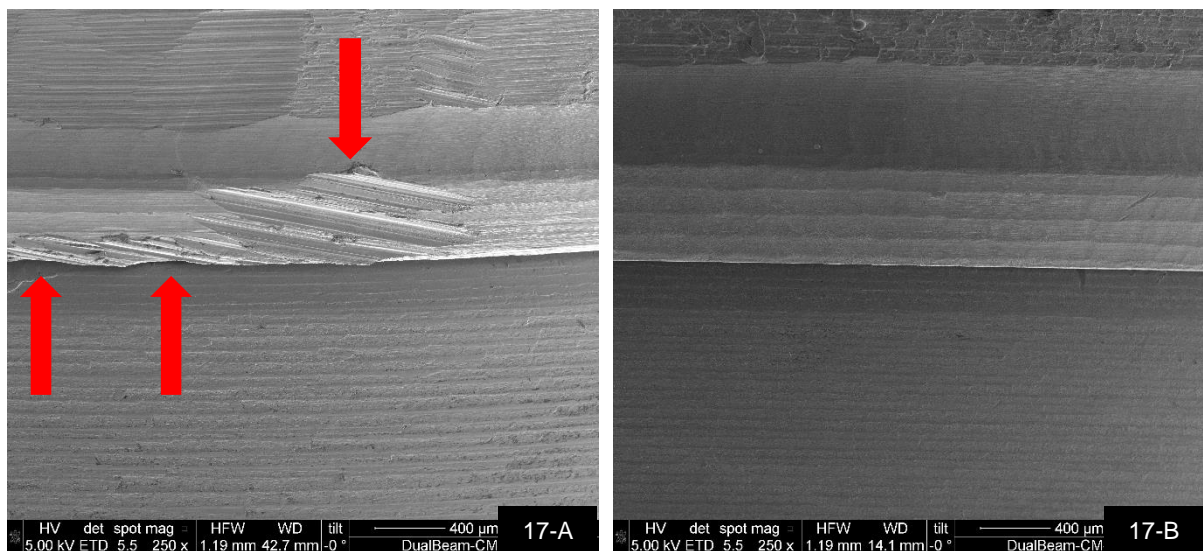


FIG. 17-A: Infraestrutura em Titânio apresentando fresagem irregular, mas com boa adaptação ao pilar protético em magnificação de 250x.

FIG. 17-B: Infraestrutura em Titânio apresentando fresagem homogênea e sem irregularidades com boa adaptação ao pilar protético em magnificação de 250x.

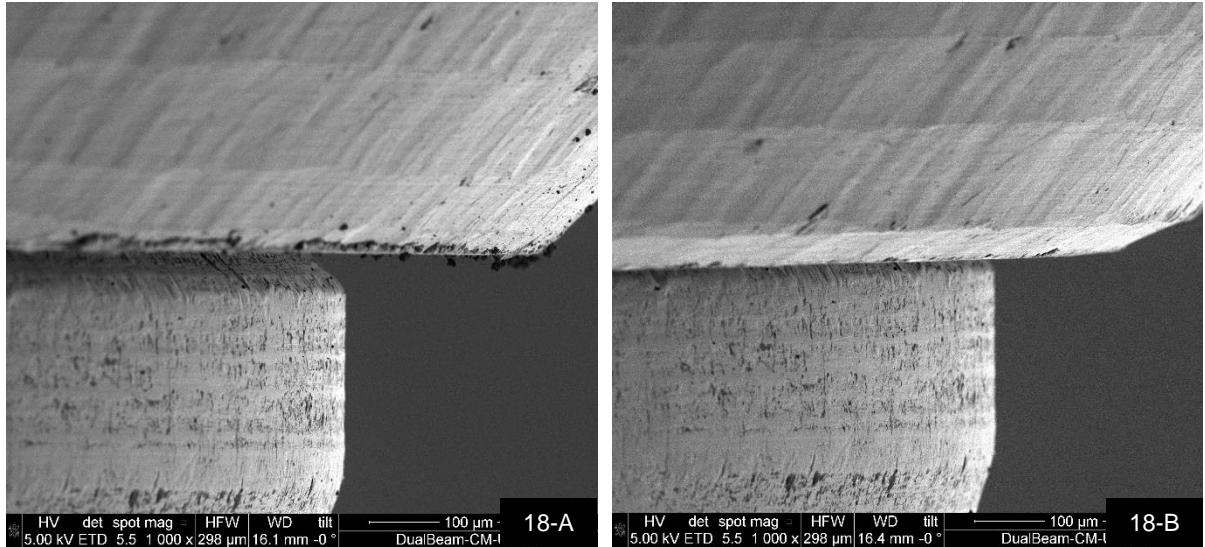
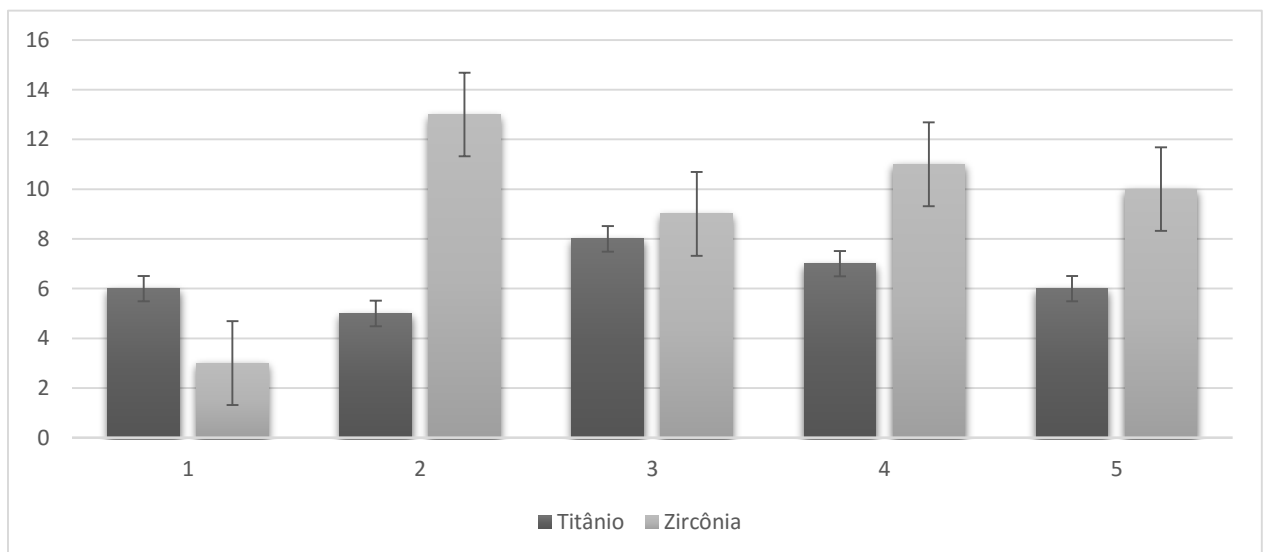


FIG. 18-A: Infraestrutura em Titânio apresentando fresagem irregular e falha de adaptação vertical ao pilar protético em magnificação de 1000x.

FIG. 18-B: Infraestrutura em Titânio apresentando boa qualidade de fresagem e boa adaptação ao pilar protético em magnificação de 1000x.

Após obtenção das 36 medidas de desadaptação de cada infraestrutura protética, foi calculada a média de desadaptação, e este valor foi utilizado como valor de referência de cada corpo-de-prova (GRÁF. 1), sendo estas médias utilizadas para análise estatística (TAB. 2).

GRÁFICO. 1: Média da desadaptação vertical e erro padrão das infraestruturas metálicas de Titânio e de Zircônia ( $\mu\text{m}$ )





Valores das médias de desadaptação vertical na interface componente/infraestruturas dos grupos de Titânio e Zircônia foram submetidos ao teste Kolmogorov-Smirnov, demonstrando que os dados da variável desadaptação vertical apresentaram distribuição normal.

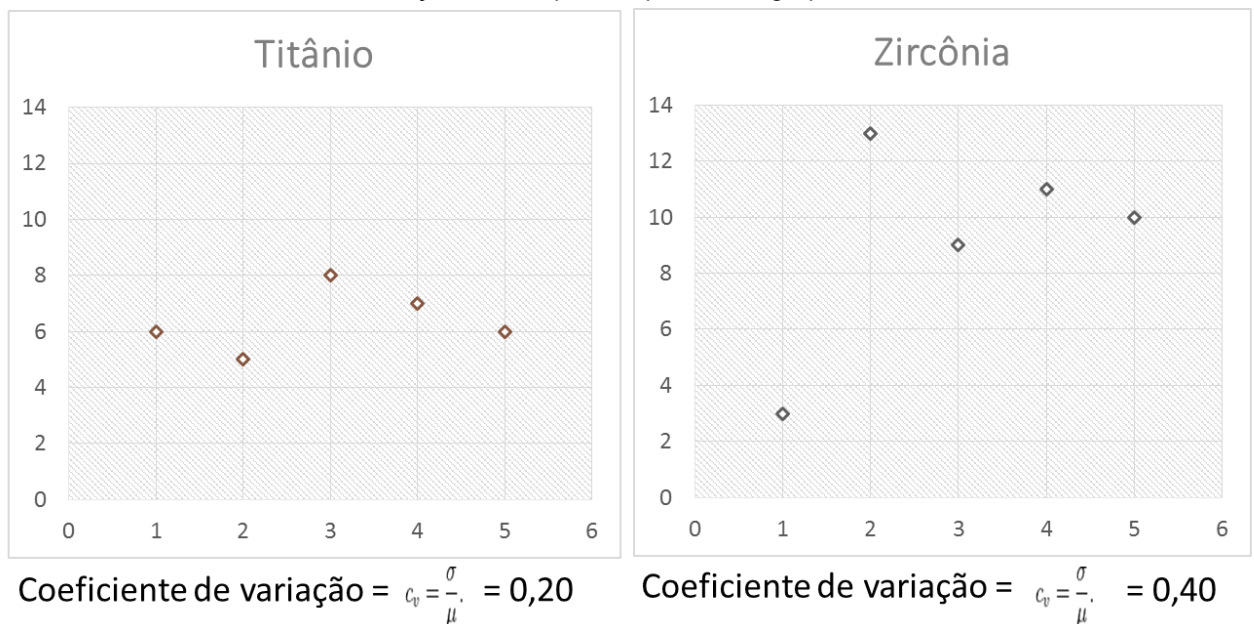
O teste t de Student para amostras independentes não revelou presença de diferença estatisticamente significativa entre os grupos testados ( $p=0,235$ ) (TAB. 2). Desta forma, o grupo das infraestruturas de Titânio (6,400  $\mu\text{m}$ ) apresentou desadaptação semelhante ao grupo de infraestruturas de Zircônia (9,055  $\mu\text{m}$ ).

O Coeficiente de variação calculado pela razão entre o desvio-padrão e a média dos dados obtidos apresentou valor de 0,20 para o grupo Titânio e 0,40 para o grupo Zircônia, demonstrando assim maior variabilidade de desadaptação vertical das amostras do grupo Zircônia (GRÁF. 2).

TABELA 2- Análise descritiva dos dados da desadaptação vertical da interface entre os componentes protéticos e as infraestruturas fresadas de Titânio e Zircônia.

Grupo	Medidas descritivas					p
	Mínimo	Máximo	Mediana	Média	D.p.	
Titânio	4,720	8,440	6,139	6,400	1,339	0,235
Zircônia	3,000	12,860	9,527	9,055	3,692	

GRÁFICO. 2: Coeficiente de variação dos corpos-de-prova dos grupos Titânio e zircônia



## 6. DISCUSSÃO

O objetivo deste estudo foi determinar, *in vitro*, valores de desadaptação existentes entre infraestruturas de próteses sobre implantes fabricadas pelo sistema CAD/CAM Zirkozahn utilizando liga de Titânio grau 5 (ASTM) (Ti6Al4V) ou de Zircônia translúcida. A hipótese nula testada neste trabalho foi a ausência de diferença entre a desadaptação das infraestruturas de Titânio grau 5 (ASTM) (Ti6Al4V) e de Zircônia translúcida do sistema Zirkozahn.

Este estudo se justifica pela necessidade de aprofundar o conhecimento a respeito da desadaptação das infraestruturas de prótese sobre implantes e seus respectivos pilares protéticos, uma vez que a reabilitação com próteses implanto-suportados têm sido cada vez mais utilizada em detrimento dos sistemas convencionais sobre dentes (20,25).

Adaptação passiva é sinônimo de "ajuste ideal" e é considerada um dos pré-requisitos mais importantes para manutenção da interface osso-implante. Para que ocorra adaptação passiva ou uma infraestrutura livre de tensão, a prótese não deve provocar força sobre os componentes dos implantes que as suportam e ao osso ao seu redor, na ausência de carga externa aplicada. Este requisito essencial pode ser provido pelo contato simultâneo das superfícies interiores de todos os retentores com todos os pilares (25).

A adaptação passiva da prótese sobre implante, obtida principalmente por meio da ausência de fendas de adaptação e de tensão ao aplicar o torque sobre pilares protéticos, é um dos parâmetros que podem interferir na longevidade da reabilitação protética. Falhas mecânicas e biológicas relacionadas à falta de adaptação das infraestruturas protéticas podem ser percebidas pelo cirurgião-dentista, muitas vezes, como fraturas dos componentes e/ou parafusos protéticos, dor, sensibilidade, perda óssea marginal e insucesso na osseointegração (8,26).

Assunção et al. (2011) observaram com a análise de elementos finitos que o tipo de desadaptação vertical encontrado nas próteses sobre implantes também influenciou nas tensões geradas sobre implantes e tecido ósseo circundantes, desencadeando reações biomecânicas distintas. De acordo com o tipo de

desadaptação encontrado na prótese sobre implante, esse pode sobrecarregar uma determinada região específica do sistema prótese/implante. Desadaptações angulares unilaterais são mais prejudiciais para o corpo do implante e para o parafuso de retenção. Já desadaptações verticais unilaterais causam mais pressão sobre a infraestrutura, e desadaptações verticais totais acrescentaram tensão aos hexágonos dos implantes. Dessa forma, para predizer qual tipo de falha ocorrerá em determinada infraestrutura protética, deve-se inicialmente conhecer qual falha de adaptação está ocorrendo no sítio estudado.

Segundo Branemark, em 1983, uma infraestrutura de prótese sobre implante é considerada passivamente adaptada quando a distância entre infraestrutura e pilar protético apresentar desadaptação com valor igual ou menor que 10  $\mu\text{m}$ . Os resultados do presente estudo demonstraram valores de desadaptação de 6,4  $\mu\text{m}$  para o grupo de infraestruturas confeccionadas em Titânio, e valores de 9,0  $\mu\text{m}$  para infraestruturas confeccionadas em Zircônia. Desta forma, os grupos testados estão dentro do padrão considerado ideal (TAB. 2).

Resultados considerados próximos ao resultado ideal são provenientes da elaboração dos sistemas de produção de infraestruturas protéticas *CAD/CAM* que, com sua evolução, vieram a superar os melhores índices antes obtidos pelos sistemas de fundição por cera perdida utilizando ligas de metais nobres(14).

Trabalhos como o de Jemt, Bäck e Petersson (1999) demonstraram técnicas de confecção de infraestruturas de próteses sobre implantes por meio de métodos assistidos por computador, inicialmente experimentais. Nesse estudo, os autores obtiveram valores de desadaptação vertical elevados, sem apresentar diferença estatisticamente significativa em comparação aos resultados obtidos por meio de técnicas tradicionais de confecção de infraestruturas protéticas, pelo método de fundição por cera perdida. Já Takahashi e Gunne (2003) ao compararem tais métodos, observaram que o método de confecção de infraestruturas protéticas assistido por computador (*CAD/CAM*) se mostrou estatisticamente melhor em todos os pontos de medida, quando comparado ao método de fundição por cera perdida, mesmo utilizando liga metálica áurea.

Podemos notar evolução dos métodos de produção de infraestruturas de próteses sobre implantes assistidas por computador pois, em estudos recentes de



Katsoulis *et al.* (2014) e de França *et al.* (2015), e também neste estudo, os índices de desadaptação vertical têm atingido valores cada vez mais baixos (14  $\mu\text{m}$ , 1,2  $\mu\text{m}$  e 6,4  $\mu\text{m}$ , respectivamente), quando comparados aos primeiros métodos experimentais como o de Jemt, Bäck e Petersson (37  $\mu\text{m}$ ), e Takahashi e Gunne (25  $\mu\text{m}$ ). Esse fato justifica a constante busca por métodos que permitam obter resultados com índices de desadaptação vertical cada vez menores.

Os valores de desadaptação vertical do presente estudo são semelhantes aos de França *et al.* (2015), que obtiveram valores de desadaptação baixos quando utilizaram sistemas *CAD/CAM* para confeccionar as infraestruturas protéticas Co-Cr (1,2  $\pm$  2,2 $\mu\text{m}$ ) e Zir (5,9  $\pm$  3,6  $\mu\text{m}$ ). Os sistemas *CAD/CAM* têm se tornado realidade na prática diária do cirurgião-dentista, e os *scanners* a laser e táteis dos sistemas *CAD/CAM* facilitam a fabricação de infraestruturas aparafusadas altamente precisas, em reabilitações protéticas implanto suportadas. Os resultados deste estudo também reafirmam que os sistemas *CAD/CAM* atuais proporcionam resultados de desadaptação vertical menores que métodos convencionais de fundição pela técnica da cera perdida, como relatado por Jemt, Bäck e Petersson (1999), Ortorp *et al.* (2003) e Takahashi e Gunne (2003).

Estudos descrevendo comparações entre técnicas do sistema *CAD/CAM* utilizando diferentes matérias primas, como os de Katsoulis *et al.* (2014) e de França *et al.* (2015), demonstraram que infraestruturas produzidas em Titânio apresentaram precisão mais consistente, e menores valores de desadaptação que os apresentados pelos grupos que utilizaram Zircônia como matéria prima, apesar de não haver diferença estatisticamente significativa entre grupos. Esse fato vai ao encontro dos resultados obtidos no presente estudo, sendo que o grupo de Titânio também apresentou menores valores de desadaptação, quando comparado à Zircônia (GRÁF.1). A média de desadaptação vertical das infraestruturas de Titânio foi de 6,40  $\mu\text{m}$ , valor esse inferior ao das infraestruturas de Zircônia, cujo valor médio de desadaptação foi de 9,05  $\mu\text{m}$ . Podemos observar também maior desvio padrão nos corpos-de-prova de zircônia (3,69  $\mu\text{m}$ ) quando comparados aos de Titânio (1,34  $\mu\text{m}$ ) indicando presença de menor variabilidade das amostras de Titânio.

Observamos que não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos de Titânio e Zircônia, indicando assim bom desempenho das infraestruturas de Zircônia, que também tem a seu favor a excelente biocompatibilidade, diminuição

da adesão bacteriana, propriedades químicas favoráveis, elevada resistência à flexão, e melhor estética, podendo assim ser indicadas para confecção de restaurações extensas totalmente cerâmicas, obtendo resultados satisfatórios(23). Infraestruturas em Zircônia também apresentam elevada tenacidade, resistência à flexão e superfície favorável à aplicação de cerâmicas de cobertura na fase de caracterização estética do tratamento reabilitador(13), o que pode ser uma característica vantajosa em comparação a aplicação direta de porcelana sobre infraestruturas confeccionadas em ligas metálicas de Titânio.

Alterações dimensionais pertinentes ao processo de sinterização da Zircônia devem ser sempre bem controladas, para que desadaptações decorrentes deste processo sejam minimizadas (23). Durante este processo, ocorre contração da infraestrutura que, por sua vez, já foi projetada cerca de 20 a 25% maior na etapa de elaboração do sistema Zirkonzahn, para compensar o processo de contração esperado (29). As variações dimensionais que ocorrem durante o processo de confecção das infraestruturas de Zircônia não interferiram nos resultados finais deste estudo.

As diferenças entre média e desvio padrão encontradas no presente estudo podem ser exemplificadas pelas regiões que apresentaram falhas pontuais no processo de fresagem (FIG. 13-A e 14-A). Durante o processo de produção das infraestruturas, os blocos de Zircônia são fresados com baixa pressão e baixa produção de calor, para evitar a produção de micro fraturas e trincas nas bordas das interfaces de adaptação (30). No entanto, em determinados pontos podemos observar que, mesmo com alta precisão da técnica, essas pequenas falhas ainda não puderam ser eliminadas totalmente.

Mesmo que infraestruturas em Titânio grau 5 (ASTM) (Ti6Al4V) tenham demonstrado menor índice de variabilidade de resultados (GRÁF. 1), em algumas imagens (FIG. 15-A) foi possível detectar irregularidades nas superfícies fresadas, associadas a pequenas falhas de adaptação, o que pode sugerir certo grau de variação na qualidade do acabamento final das infraestruturas produzidas em Titânio.

A hipótese nula testada neste trabalho foi a ausência de diferença entre a desadaptação das infraestruturas de Titânio grau 5 (ASTM) (Ti6Al4V) e de Zircônia translúcida do sistema Zirkonzahn. Esta hipótese pode ser confirmada por meio dos

resultados obtidos (TAB. 2). Entretanto, o valor do cálculo amostral inicial foi obtido por meio do estudo piloto, cuja metodologia se difere parcialmente da desenvolvida durante a pesquisa. O poder de teste da amostra foi calculado com dados obtidos neste estudo, sendo encontrado o valor 0,7. Apesar do  $n=5$  estar condizente com estudos recentes da literatura (13,23), estudos posteriores com amostra maior são necessários, para detectar possíveis diferenças entre grupos.

Desta forma, podemos dizer que ainda há necessidade de mais estudos acerca das metodologias que utilizem infraestruturas em Titânio e Zircônia. Novos estudos poderão orientar o cirurgião-dentista com relação às melhores técnicas de obtenção de infraestruturas para próteses sobre implantes, e como essas técnicas podem ser otimizadas, no intuito de que sejam obtidos resultados cada vez melhores com o uso adequado dos materiais disponíveis.

## 7. CONCLUSÃO

De acordo com a metodologia aplicada neste estudo pode-se concluir que:

1. Os valores de desadaptação vertical entre infraestruturas de Titânio e de Zircônia, utilizando o sistema *CAD/CAM*, são semelhantes.
2. A análise por MEV revelou maior sensibilidade na técnica de fresagem para obtenção das infraestruturas de Zircônia.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Bidra AS, Taylor TD, Agar JR. Computer-aided technology for fabricating complete dentures: Systematic review of historical background, current status, and future perspectives. *J Prosthet Dent* [Internet]. The Editorial Council of the Journal of Prosthetic Dentistry; 2013;109(6):361–6. Available from: [http://dx.doi.org/10.1016/S0022-3913\(13\)60318-2](http://dx.doi.org/10.1016/S0022-3913(13)60318-2)
2. 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.
3. Abduo J, Lyons K. Effect of vertical misfit on strain within screw-retained implant titanium and zirconia frameworks. *J Prosthodont Res* [Internet]. Japan Prosthodontic Society; 2012;56(2):102–9. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jpor.2011.09.001>
4. Karl M, Winter W, Taylor TD, Heckmann SM. In vitro study on passive fit in implant-supported 5-unit fixed partial dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004;19(1):30–7.
5. Watanabe F, Uno I, Hata Y, Neuendorff G, Kirsch A. Analysis of Stress Distribution in a Screw-Retained Implant Prosthesis. *Int J oral Maxillofac Implant*. 2000;15:209–18.
6. Al-Fadda S a, Zarb G a, 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.
7. Costa HM, Rodrigues RC, Mattos MG, 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.
8. De Torres ÉM, Rodrigues RCS, de Mattos MDGC, Ribeiro RF. The effect of commercially pure titanium and alternative dental alloys on the marginal fit of one-piece cast implant frameworks. *J Dent*. 2007;35(10):800–5.
9. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent*. 1983;49(6):843–8.
10. Jemt T, Book K. Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients. *Int J oral Maxillofac Implant*. 1996;11(5):620–5.
11. Michaels G, Carr A, Larsen P. Effect of prosthetic superstructure accuracy on the osseointegrated implant bone interface. *Oral surgery, oral Med oral Pathol oral Radiol Endod*. 1997;83(2):198–205.

12. Barros VM, Fontoura D da C, Discacciati JAC, Vasconcellos WA, de Oliveira Jr. CS, Vaz RR. Comparação do desajuste vertical de infraestruturas metálicas sobre implantes: fundida versus fresada. *ImplantNews*. 2013;10(1):21–7.
13. Katsoulis J, Mericske-Stern R, Rotkina L, Zbären C, Enkling N, Blatz MB. Precision of fit of implant-supported screw-retained 10-unit computer-aided-designed and computer-aided-manufactured frameworks made from zirconium dioxide and titanium: An in vitro study. *Clin Oral Implants Res*. 2014;25(2):165–74.
14. 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.
15. 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.
16. Takahashi T, Gunne J. Fit of implant frameworks: An in vitro comparison between two fabrication techniques. *J Prosthet Dent*. 2003;89(3):256–60.
17. 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.
18. De Sousa S a., De Arruda Nobilo M a., Henriques GEP, Mesquita MF. Passive fit of frameworks in titanium and palladium-silver alloy submitted the laser welding. *J Oral Rehabil*. 2008;35(2):123–7.
19. Tiozzi R, Rodrigues RCS, de Mattos MDGC, 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;21(2):121–3.
20. 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;25(5):920–9.
21. 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;12(4):271–80.
22. Abduo J, Swain M. Influence of vertical misfit of titanium and zirconia frameworks on peri-implant strain. *Int J Oral Maxillofac Implants* [Internet]. 2012;27(3):529–36. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22616045>
23. De França DGB, Morais MHST, das Neves FD, Barbosa G a. S. Influence of CAD/CAM on the fit accuracy of implant-supported zirconia and cobalt-chromium fixed dental prostheses. *J Prosthet Dent* [Internet]. Editorial Council for the Journal of Prosthetic Dentistry; 2015;113(1):22–8. Available from: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S002239131400376X>

24. Branemark P, Hansson B, Adell R, Breine U, Lindstrom J, Hallen O. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl.* 1977;16:1–132.
25. Sahin S, Çehreli MC. In *Implant Prosthodontics : Implant Dent.* 2001;10(2):85–92.
26. Schwarz MS. Mechanical complications of dental implants. *Clin Oral Implants Res.* 2000;11 Suppl 1:156–8.
27. Assunção WG, Gomes ÉA, Rocha EP, Delben JA. Three-Dimensional Finite Element Analysis of Vertical and Angular Misfit in Implant-Supported Fixed Protheses. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 2011;26(4).
28. Brånemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent.* 1983;50(3):399–410.
29. Abduo J, Lyons K, Waddell N, Bennani V, Swain M. A Comparison of Fit of CNC-Milled Titanium and Zirconia Frameworks to Implants. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2012;14(SUPPL. 1):20–9.
30. Abduo J, Lyons K, Waddell N, Bennani V, Swain M. A comparison of fit of CNC-milled titanium and zirconia frameworks to implants. *Clin Implant Dent Relat Res [Internet].* 2012;14 Suppl 1:e20–9. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21414138>

# **ANEXOS**



## ANEXO A

Banco de dados gerado pelo software Imagej apresentando todos os valores de desadaptação aferidos nas imagens de microscopia eletrônica de varredura usados no cálculo das médias de desadaptação de cada uma das infraestruturas protéticas.

	Label	Area	Mean	StdDev	Min	Max	Angle	Median	Length
1	Zir2P1L250.tif	2,06E-03	75.346	32.841	45.015	119.667	-90	0	0.003
2	Zir2P1L250.tif	5,15E-03	26.017	13.619	7.413	46.662	-90	0	0.008
3	Zir2P1L250.tif	2,75E-03	64.073	25.917	39.636	101.987	-113.199	0	0.004
4	Zir2P2L250.tif	1,04E-03	5.663	6.729	1.612	13.430	-90	0	0.001
5	Zir2P2L250.tif	1,04E-03	10.711	3.246	7.619	14.092	-90	0	0.001
6	Zir2P2L250.tif	6,90E-03	4.677	5.791	0	20.658	-90	0	0.011
7	Zir2P3L250.tif	2,07E-03	27.607	2.542	25.055	31.965	-90	0	0.003
8	Zir2P3L250.tif	2,76E-03	24.113	2.435	20.324	27.090	-90	0	0.004
9	Zir2P3L250.tif	4,49E-03	28.525	12.728	19.458	60.525	-90	0	0.007
10	Zir2P4L250.tif	3,43E-03	46.742	1.596	44.003	50.200	-90	0	0.005
11	Zir2P4L250.tif	3,78E-03	42.591	2.632	38.879	47.309	-71.565	0	0.006
12	Zir2P4L250.tif	2,75E-03	57.060	6.164	49.725	65.822	-90	0	0.004
13	Zir2P1250.tif	2,04E-03	99.814	18.450	68.345	118.727	-68.199	0	0.003
14	Zir2P1250.tif	1,02E-03	77.163	5.870	71.696	83.367	-90	0	0.001
15	Zir2P1250.tif	1,02E-03	92.332	3.365	89.452	96.030	-90	0	0.001
16	Zir2P2250.tif	2,73E-03	73.661	56.065	34.839	167.622	-90	0	0.004
17	Zir2P2250.tif	2,05E-03	87.722	57.871	39.842	184.277	-90	0	0.003
18	Zir2P2250.tif	2,05E-03	117.720	56.982	66.249	186.506	-90	0	0.003
19	Zir2P3250.tif	1,03E-03	58.625	10.886	51.639	71.168	-90	0	0.001
20	Zir2P3250.tif	2,06E-03	54.997	19.070	40.786	93.285	-90	0	0.003
21	Zir2P3250.tif	1,03E-03	85.071	10.029	75.972	95.824	90	0	0.001
22	Zir2P4250.tif	1,37E-03	52.528	26.779	30.593	90.248	-45	0	0.002
23	Zir2P4250.tif	2,75E-03	49.445	10.062	36.176	68.565	-141.340	0	0.004
24	Zir2P4250.tif	2,75E-03	81.948	28.482	52.520	131.730	-38.660	0	0.004
25	Zir2P11000.tif	1,71E-04	103.915	3.274	98.488	107.996	-90	0	0.001
26	Zir2P11000.tif	2,78E-04	158.692	12.572	137	186	-90	0	0.002
27	Zir2P11000.tif	2,14E-04	203.400	11.197	188	223	-90	0	0.001
28	Zir2P21000.tif	2,17E-04	115.088	2.389	112.158	119.437	-90	0	0.001
29	Zir2P21000.tif	1,74E-04	112.552	12.948	95.506	129.320	-74.055	0	0.001
30	Zir2P21000.tif	3,69E-04	119.746	9.445	96.768	134.158	-90	0	0.002
31	Zir2P31000.tif	7,32E-04	107.252	14.056	87.410	144.703	-90	0	0.005
32	Zir2P31000.tif	1,72E-04	85.821	2.741	81.730	90.555	-105.945	0	0.001
33	Zir2P31000.tif	2,15E-04	138.266	3.389	133.402	143.670	-90	0	0.001
34	Zir2P41000.tif	2,31E-04	82.636	3.012	76.493	86.933	-77.471	0	0.001
35	Zir2P41000.tif	4,61E-04	99.210	17.404	68.779	119.694	-90	0	0.003

36	Zir2P41000.tif	2,73E-04	122.669	19.481	85.608	138.146	-90	0	0.002
37	Mean	1,77E-03	77.594	14.779	61.616	100.288	-82.929	0	0.003
38	SD	1,59E-03	43.960	15.293	41.192	52.404	33.770	0	0.002
39	Min	1,71E-04	4.677	1.596	0	13.430	-141.340	0	0.001
40	Max	6,90E-03	203.400	57.871	188	223	90	0	0.011

	Label	Area	Mean	StdDev	Min	Max	Angle	Median	Length
1	Zir3P1L250.tif	9,31E-03	15.361	10.388	0.078	36.016	-90	0	0.015
2	Zir3P1L250.tif	2,76E-03	21.334	4.647	12.127	26.129	-90	0	0.004
3	Zir3P1L250.tif	3,79E-03	38.609	10.611	19.073	53.678	-119.055	0	0.006
4	Zir3P2L250.tif	2,06E-02	28.398	16.419	5.230	119.667	-90	0	0.035
5	Zir3P2L250.tif	1,22E-02	28.251	23.745	12.511	141.143	-90	0	0.020
6	Zir3P2L250.tif	9,12E-03	30.220	5.377	20.977	43.696	-90	0	0.015
7	Zir3P3L250.tif	1,91E-02	24.834	7.789	12.605	49.368	-92.121	0	0.032
8	Zir3P3L250.tif	1,42E-02	34.534	8.737	21.324	69.334	-85.711	0	0.023
9	Zir3P3L250.tif	1,18E-02	36.618	5.610	23.851	46.590	-90	0	0.019
10	Zir3P4L250.tif	2,76E-03	80.034	18.950	58.082	103.034	-90	0	0.004
11	Zir3P4L250.tif	1,38E-03	55.593	4.862	50.756	61.259	-135	0	0.002
12	Zir3P4L250.tif	1,03E-03	80.402	5.022	75.994	85.868	-90	0	0.001
13	Zir3P1250.tif	2,07E-03	16.208	3.227	11.117	20.252	-90	0	0.003
14	Zir3P1250.tif	2,07E-03	22.515	1.716	19.858	24.473	-90	0	0.003
15	Zir3P1250.tif	3,11E-03	34.492	4.157	29.333	41.802	-125.538	0	0.005
16	Zir3P2250.tif	2,09E-03	73.371	15.368	53.864	91.617	-90	0	0.003
17	Zir3P2250.tif	4,54E-03	48.658	7.021	39.271	63.584	-90	0	0.007
18	Zir3P2250.tif	1,05E-03	76.763	6.218	73.029	83.940	-90	0	0.001
19	Zir3P3250.tif	8,33E-03	25.098	7.129	11.522	48.495	-90	0	0.014
20	Zir3P3250.tif	3,09E-02	27.300	14.341	2.552	52.780	-90	0	0.052
21	Zir3P3250.tif	1,18E-02	51.919	9.667	38.208	79.853	-81.384	0	0.019
22	Zir3P4250.tif	3,43E-03	17.598	1.993	15.464	21.893	-90	0	0.005
23	Zir3P4250.tif	2,75E-03	19.338	9.688	9.674	35.414	-90	0	0.004
24	Zir3P4250.tif	3,43E-03	4.440	1.839	1.835	7.288	-90	0	0.005
25	Zir3P11000.tif	2,80E-04	92.264	41.788	28.392	139.337	-104.036	0	0.002
26	Zir3P11000.tif	2,15E-04	63.331	5.105	56.389	70.717	-90	0	0.001
27	Zir3P11000.tif	2,80E-04	73.703	5.774	61.743	81.221	-52.125	0	0.002
28	Zir3P21000.tif	2,39E-03	74.581	9.505	52.879	106.085	-90	0	0.016
29	Zir3P21000.tif	2,56E-03	85.449	15.490	30.123	114.758	-85.564	0	0.017
30	Zir3P21000.tif	3,34E-03	36.368	12.133	6.854	59.253	-90	0	0.023
31	Zir3P31000.tif	2,46E-03	58.676	10.048	34.130	87.602	-90	0	0.017
32	Zir3P31000.tif	2,80E-03	71.430	15.122	36.803	100.942	-89.119	0	0.019
33	Zir3P31000.tif	2,95E-03	103.230	6.270	91.477	124.764	-89.170	0	0.020
34	Zir3P41000.tif	2,67E-03	35.208	7.987	18.333	53.856	-88.137	0	0.018

35	Zir3P41000.tif	2,37E-03	75.568	29.938	26.911	128.311	-88.949	0	0.016
36	Zir3P41000.tif	2,22E-03	85.986	14.462	51.492	116.690	-91.685	0	0.015
37	Mean	5,78E-03	48.547	10.504	30.941	71.964	-91.878	0	0.013
38	SD	6,72E-03	26.742	8.170	23.186	36.500	12.831	0	0.011
39	Min	2,15E-04	4.440	1.716	0.078	7.288	-135	0	0.001
40	Max	3,09E-02	103.230	41.788	91.477	141.143	-52.125	0	0.052

1	Zir4P1L250.tif	2,07E-03	69.543	5.109	62.052	78.067	-68.199	0	0.003
2	Zir4P1L250.tif	2,07E-03	79.249	5.803	74.264	88.257	-120.964	0	0.003
3	Zir4P1L250.tif	2,76E-03	93.758	16.132	66.555	112.801	-90	0	0.004
4	Zir4P2L250.tif	2,07E-03	68.807	11.383	54.652	86.262	-90	0	0.003
5	Zir4P2L250.tif	2,76E-03	112.063	39.282	69.645	177.641	-90	0	0.004
6	Zir4P2L250.tif	2,76E-03	67.544	12.192	47.163	76.366	-90	0	0.004
7	Zir4P3L250.tif	2,07E-03	66.383	8.254	56.366	76.978	-90	0	0.003
8	Zir4P3L250.tif	1,03E-03	68.662	3.221	65.106	71.384	-90	0	0.001
9	Zir4P3L250.tif	2,07E-03	79.887	5.845	70.410	86.854	-90	0	0.003
10	Zir4P4L250.tif	2,80E-03	67.475	5.037	60.881	74.507	-90	0	0.004
11	Zir4P4L250.tif	2,10E-03	65.558	5.530	59.217	72.081	-90	0	0.003
12	Zir4P4L250.tif	2,80E-03	79.787	5.919	72.584	88.692	-90	0	0.004
13	Zir4P1250.tif	1,37E-03	50.062	2.983	46.385	53.675	-33.690	0	0.002
14	Zir4P1250.tif	1,03E-03	37.407	3.503	34.626	41.342	-90	0	0.001
15	Zir4P1250.tif	1,37E-03	61.126	4.308	57.736	67.189	-56.310	0	0.002
16	Zir4P2250.tif	2,70E-03	43.067	24.435	25.184	98.445	-90	0	0.004
17	Zir4P2250.tif	2,70E-03	57.911	32.621	25.772	123.552	-90	0	0.004
18	Zir4P2250.tif	1,01E-03	42.450	3.642	38.716	45.994	-90	0	0.001
19	Zir4P3250.tif	2,76E-03	29.631	7.341	18.304	38.495	-90	0	0.004
20	Zir4P3250.tif	2,07E-03	33.357	3.746	29.607	38.437	-90	0	0.003
21	Zir4P3250.tif	3,45E-03	41.762	9.919	28.425	60.718	-90	0	0.005
22	Zir4P4250.tif	1,36E-03	55.358	4.187	49.083	57.647	-45	0	0.002
23	Zir4P4250.tif	1,02E-03	91.535	29.559	67.653	124.594	-90	0	0.001
24	Zir4P4250.tif	1,02E-03	73.623	10.890	61.223	81.634	180	0	0.001
25	Zir4P11000.tif	2,30E-03	50.031	9.355	28.527	73.217	-90	0	0.015
26	Zir4P11000.tif	2,34E-03	73.677	15.417	20.391	128.954	-90	0	0.016
27	Zir4P11000.tif	2,80E-03	86.306	29.906	40.951	146.947	-90	0	0.019
28	Zir4P21000.tif	3,57E-03	40.104	9.062	21.411	61.972	-89.314	0	0.024
29	Zir4P21000.tif	3,53E-03	65.876	15.117	33.383	108.973	-88.958	0	0.024
30	Zir4P21000.tif	3,93E-03	55.105	13.416	23.711	86.078	-89.377	0	0.027
31	Zir4P31000.tif	3,58E-03	73.473	15.460	40.188	126.581	-88.958	0	0.024
32	Zir4P31000.tif	3,43E-03	88.454	24.808	18.277	131.405	-87.463	0	0.023
33	Zir4P31000.tif	3,04E-03	114.598	11.250	86.417	161.251	-85.885	0	0.021
34	Zir4P41000.tif	3,32E-03	64.034	13.671	31.023	101.016	-87.380	0	0.022

35	Zir4P41000.tif	3,21E-03	80.420	20.176	19.135	120.187	-89.231	0	0.022
36	Zir4P41000.tif	2,91E-03	118.882	19.329	75.480	163.600	-88.727	0	0.020
37	Mean	2,42E-03	67.971	12.717	46.681	92.550	-78.596	0	0.009
38	SD	8,50E-04	21.928	9.369	19.989	36.256	46.604	0	0.009
39	Min	1,01E-03	29.631	2.983	18.277	38.437	-120.964	0	0.001
40	Max	3,93E-03	118.882	39.282	86.417	177.641	180	0	0.027

	Label	Area	Mean	StdDev	Min	Max	Angle	Median	Length
1	Zir5P1L250.tif	1,02E-03	98.386	8.305	89.633	106.156	-90	0	0.001
2	Zir5P1L250.tif	2,04E-03	121.393	24.053	99.024	164.643	-90	0	0.003
3	Zir5P1L250.tif	2,04E-03	134.142	9.825	120.076	143.801	-90	0	0.003
4	Zir5P2L250.tif	3,45E-03	72.706	24.813	51.537	135.596	-90	0	0.005
5	Zir5P2L250.tif	3,45E-03	55.554	14.407	35.788	71.148	-90	0	0.005
6	Zir5P2L250.tif	2,76E-03	100.913	41.415	71.482	179.693	-90	0	0.004
7	Zir5P3L250.tif	5,82E-03	38.051	15.577	13.566	77.499	-90	0	0.010
8	Zir5P3L250.tif	3,42E-03	22.138	17.631	0.413	62.964	-90	0	0.005
9	Zir5P3L250.tif	2,74E-03	26.651	12.029	8.882	44.167	-90	0	0.004
10	Zir5P4L250.tif	2,07E-03	54.764	39.346	28.153	133.729	-90	0	0.003
11	Zir5P4L250.tif	2,07E-03	54.592	14.052	34.118	74.081	-90	0	0.003
12	Zir5P4L250.tif	2,76E-03	62.076	8.896	50.161	75.275	-90	0	0.004
13	Zir5P1250.tif	2,07E-03	58.809	26.292	33.197	98.842	-63.435	0	0.003
14	Zir5P1250.tif	2,07E-03	83.436	15.621	67.452	112.690	-68.199	0	0.003
15	Zir5P1250.tif	2,07E-03	99.839	17.471	78.962	129.665	-68.199	0	0.003
16	Zir5P2250.tif	2,05E-03	71.519	4.190	66.269	76.023	-90	0	0.003
17	Zir5P2250.tif	2,05E-03	87.726	25.017	70.616	137.108	-111.801	0	0.003
18	Zir5P2250.tif	2,73E-03	99.138	11.078	83.778	111.657	-90	0	0.004
19	Zir5P3250.tif	2,05E-03	81.925	3.644	77.128	87.205	-116.565	0	0.003
20	Zir5P3250.tif	2,05E-03	97.093	3.883	90.768	101.535	-90	0	0.003
21	Zir5P3250.tif	2,05E-03	104.266	8.319	93.272	114.391	-90	0	0.003
22	Zir5P4250.tif	3,40E-03	78.104	12.049	63.785	100.376	-90	0	0.005
23	Zir5P4250.tif	2,72E-03	66.006	20.224	39.211	93.127	-90	0	0.004
24	Zir5P4250.tif	2,72E-03	71.224	4.471	64.299	77.010	-90	0	0.004
25	Zir5P1L1000.tif	2,74E-03	114.814	8.479	99.639	142.275	-88.657	0	0.019
26	Zir5P1L1000.tif	2,55E-03	135.890	22.394	83.587	180.742	-87.574	0	0.017
27	Zir5P1L1000.tif	2,34E-03	113.683	56.829	17.296	188.349	-88.949	0	0.016
28	Zir5P2L1000.tif	4,69E-03	92.214	18.484	56.500	147.962	-88.186	0	0.032
29	Zir5P2L1000.tif	4,54E-03	96.545	18.705	57.313	142.380	-88.127	0	0.031
30	Zir5P2L1000.tif	3,46E-03	65.329	15.273	45.226	177.138	-88.946	0	0.024
31	Zir5P3L1000.tif	4,39E-03	106.254	23.181	47.580	156.691	-90	0	0.030
32	Zir5P3L1000.tif	4,01E-03	120.965	27.820	61.154	184.745	-87.274	0	0.027
33	Zir5P3L1000.tif	4,39E-03	83.739	27.623	31.059	153.435	-91.937	0	0.030

34	Zir5P4L1000.tif	3,27E-03	88.941	21.217	34.904	146.140	-89.241	0	0.022
35	Zir5P4L1000.tif	3,77E-03	81.135	26.700	11.112	144.692	-89.341	0	0.026
36	Zir5P4L1000.tif	3,64E-03	56.766	53.850	0	174.555	-91.705	0	0.025
37	Mean	2,93E-03	83.242	19.532	54.915	123.541	-89.115	0	0.011
38	SD	1,01E-03	27.710	12.665	30.442	39.722	9.009	0	0.011
39	Min	1,02E-03	22.138	3.644	0	44.167	-116.565	0	0.001
40	Max	5,82E-03	135.890	56.829	120.076	188.349	-63.435	0	0.032

	Label	Area	Mean	StdDev	Min	Max	Angle	Median	Length
1	Zir6P1L250.tif	3,40E-03	69.210	4.674	62.028	75.037	-90	0	0.005
2	Zir6P1L250.tif	2,04E-03	67.414	6.946	58.821	77.932	-90	0	0.003
3	Zir6P1L250.tif	2,04E-03	77.439	3.584	71.256	81.134	-90	0	0.003
4	Zir6P2L250.tif	2,05E-03	48.708	3.582	42.709	51.760	-126.870	0	0.003
5	Zir6P2L250.tif	2,05E-03	61.598	10.501	44.236	73.784	-90	0	0.003
6	Zir6P2L250.tif	2,05E-03	61.905	8.016	54.867	73.933	-90	0	0.003
7	Zir6P3L250.tif	2,76E-03	21.229	15.476	10.380	58.632	-74.055	0	0.004
8	Zir6P3L250.tif	2,07E-03	15.020	1.729	12.592	17.085	-90	0	0.003
9	Zir6P3L250.tif	2,76E-03	6.907	3.724	3.028	12.559	-90	0	0.004
10	Zir6P4L250.tif	3,17E-03	60.014	16.221	39.189	79.598	-63.435	0	0.004
11	Zir6P4L250.tif	3,17E-03	65.069	5.332	57.284	72.793	-90	0	0.003
12	Zir6P4L250.tif	4,22E-03	57.999	15.090	33.522	77.439	-90	0	0.005
13	Zir6P1250.tif	1,02E-03	49.347	4.536	44.573	53.599	-90	0	0.001
14	Zir6P1250.tif	2,04E-03	77.284	5.926	68.942	87.418	-68.199	0	0.003
15	Zir6P1250.tif	2,72E-03	109.584	62.561	59.839	212.401	-90	0	0.004
16	Zir6P2250.tif	3,45E-03	89.316	7.909	78.655	99.748	-90	0	0.005
17	Zir6P2250.tif	3,45E-03	105.644	10.804	90.363	127.340	-90	0	0.005
18	Zir6P2250.tif	2,76E-03	106.396	12.585	93.768	126.379	-90	0	0.004
19	Zir6P3250.tif	2,72E-03	50.894	7.646	43.586	64.856	-74.055	0	0.004
20	Zir6P3250.tif	2,72E-03	70.291	15.840	43.979	98.080	-113.199	0	0.004
21	Zir6P3250.tif	2,72E-03	68.377	8.148	58.050	78.947	-90	0	0.004
22	Zir6P4250.tif	2,76E-03	65.217	28.821	42.701	119.758	-105.945	0	0.004
23	Zir6P4250.tif	4,48E-03	56.220	13.041	40.820	80.473	-90	0	0.007
24	Zir6P4250.tif	5,17E-03	49.554	7.644	41.556	72.321	-77.905	0	0.008
25	Zir6P11000.tif	1,21E-03	86.332	8.395	69.795	112.763	-90	0	0.008
26	Zir6P11000.tif	1,25E-03	101.553	11.127	67.253	118.564	-90	0	0.008
27	Zir6P11000.tif	1,74E-03	80.593	28.057	46.702	146.356	-90	0	0.012
28	Zir6P21000.tif	2,25E-03	75.481	6.207	61.805	93.163	-88.363	0	0.015
29	Zir6P21000.tif	3,29E-03	116.269	34.968	45.099	187.119	-88.877	0	0.022
30	Zir6P21000.tif	3,87E-03	66.314	23.051	19.369	149.200	-89.370	0	0.026
31	Zir6P31000.tif	4,04E-03	60.508	10.166	33.340	88.427	-90	0	0.028
32	Zir6P31000.tif	4,04E-03	75.850	29.875	0.066	134.471	-89.390	0	0.028
33	Zir6P31000.tif	3,59E-03	104.947	17.382	62.847	147.769	-89.318	0	0.024
34	Zir6P41000.tif	4,04E-03	66.249	17.658	29.719	110.487	-89.390	0	0.028
35	Zir6P41000.tif	3,44E-03	90.661	22.510	45.302	145.247	-90	0	0.023
36	Zir6P41000.tif	3,66E-03	121.484	41.640	56.238	228.635	-87.642	0	0.025
37	Mean	2,90E-03	71.024	14.760	48.174	100.978	-89.334	0	0.010

38	SD	9,69E-04	26.335	12.614	21.839	47.103	10.667	0	0.009
39	Min	1,02E-03	6.907	1.729	0.066	12.559	-126.870	0	0.001
40	Max	5,17E-03	121.484	62.561	93.768	228.635	-63.435	0	0.028

	Label	Area	Mean	StdDev	Min	Max	Angle	Median	Length
1	Ti1LP1250.tif	3,41E-03	7.709	2.237	4.260	10.494	-90	0	0.005
2	Ti1LP1250.tif	4,44E-03	5.819	1.676	3.272	8.687	-90	0	0.007
3	Ti1LP1250.tif	2,73E-03	8.059	3.725	2.570	12.513	-90	0	0.004
4	Ti1LP2250.tif	2,08E-03	81.169	48.761	44.667	172.482	-90	0	0.003
5	Ti1LP2250.tif	2,08E-03	110.928	68.803	31.325	202.049	-90	0	0.003
6	Ti1LP2250.tif	1,04E-03	52.569	8.149	43.849	59.992	-90	0	0.001
7	Ti1LP3250.tif	2,72E-03	20.282	9.238	10.611	38.879	-90	0	0.004
8	Ti1LP3250.tif	2,04E-03	28.731	5.064	24.543	38.126	-90	0	0.003
9	Ti1LP3250.tif	2,04E-03	19.452	7.203	13.740	33.276	-90	0	0.003
10	Ti1LP4250.tif	4,49E-03	12.844	7.346	3.753	35.235	-90	0	0.007
11	Ti1LP4250.tif	4,49E-03	7.783	6.632	2.388	26.925	-90	0	0.007
12	Ti1LP4250.tif	3,45E-03	12.240	2.073	8.687	15.541	-90	0	0.005
13	Ti1P1250.tif	2,05E-03	4.670	0.937	3.493	5.946	-90	0	0.003
14	Ti1P1250.tif	2,73E-03	17.508	2.219	14.202	21.265	-90	0	0.004
15	Ti1P1250.tif	3,41E-03	16.980	1.465	15.380	20.109	-90	0	0.005
16	Ti1P2250.tif	2,05E-03	41.679	14.956	31.478	70.942	-68.199	0	0.003
17	Ti1P2250.tif	2,73E-03	42.131	9.889	33.969	64.600	-90	0	0.004
18	Ti1P2250.tif	2,73E-03	38.051	6.845	27.613	51.731	-113.199	0	0.004
19	Ti1P3250.tif	2,07E-03	104.565	60.214	48.047	166.648	-90	0	0.003
20	Ti1P3250.tif	2,07E-03	51.913	3.190	49.131	58.120	-90	0	0.003
21	Ti1P3250.tif	2,07E-03	77.364	37.252	60.053	153.325	-90	0	0.003
22	Ti1P4250.tif	5,18E-03	28.230	6.539	15.899	39.300	-90	0	0.008
23	Ti1P4250.tif	5,18E-03	23.464	4.960	13.049	29.961	-90	0	0.008
24	Ti1P4250.tif	6,90E-03	25.276	8.374	11.436	42.493	-90	0	0.011
25	Ti1P11000.tif	1,25E-03	51.509	6.804	34.825	67.083	-90	0	0.008
26	Ti1P11000.tif	1,25E-03	65.635	7.236	44.736	84.135	-90	0	0.008
27	Ti1P11000.tif	1,66E-03	93.622	18.637	59.804	211.180	-87.769	0	0.011
28	Ti1P21000.tif	3,45E-04	49.374	5.312	42.183	66.022	-70.346	0	0.002
29	Ti1P21000.tif	3,66E-04	40.206	9.678	29.614	64.106	-97.125	0	0.002
30	Ti1P21000.tif	1,42E-03	103.865	23.313	60.899	143.942	-87.357	0	0.010
31	Ti1P31000.tif	2,31E-04	58.251	10.754	37.827	71.540	-77.471	0	0.001
32	Ti1P31000.tif	2,31E-04	80.465	17.580	57.660	103.472	-60.945	0	0.002
33	Ti1P31000.tif	1,89E-04	87.723	32.881	42.008	153.128	-35.538	0	0.001
34	Ti1P41000.tif	3,08E-03	32.209	12.682	6.951	64.234	-90	0	0.021
35	Ti1P41000.tif	3,15E-03	46.103	15.013	13	82.846	-88.052	0	0.021
36	Ti1P41000.tif	3,34E-03	58.724	25.471	35.103	143.885	-89.265	0	0.023

37	Mean	2,52E-03	44.642	14.253	27.279	73.173	-86.813	0	0.006
38	SD	1,54E-03	31.159	16.337	18.907	57.583	12.034	0	0.005
39	Min	1,89E-04	4.670	0.937	2.388	5.946	-113.199	0	0.001
40	Max	6,90E-03	110.928	68.803	60.899	211.180	-35.538	0	0.023

	Label	Area	Mean	StdDev	Min	Max	Angle	Median	Length
1	Ti3P1L250.tif	2,75E-03	40.836	2.356	38.178	44.435	-90	0	0.004
2	Ti3P1L250.tif	2,75E-03	34.353	5.495	29.973	47.310	-90	0	0.004
3	Ti3P1L250.tif	2,75E-03	51.012	22.492	30.284	94.864	-90	0	0.004
4	Ti3P2L250.tif	3,40E-03	25.816	2.492	21.508	28.550	-90	0	0.005
5	Ti3P2L250.tif	4,41E-03	25.507	4.483	15.824	32.237	-90	0	0.007
6	Ti3P2L250.tif	3,40E-03	28.206	2.586	23.509	31.776	-90	0	0.005
7	Ti3P3L250.tif	835.322	76.884	30.791	0	255	0	75	0
8	Ti3P3L250.tif	2,08E-03	38.359	3.392	33.629	44.067	-90	0	0.003
9	Ti3P3L250.tif	1,04E-03	47.282	19.688	34.109	69.914	-90	0	0.001
10	Ti3P4L250.tif	2,76E-03	39.657	6.323	36.024	55.108	-90	0	0.004
11	Ti3P4L250.tif	2,76E-03	38.819	3.219	33.957	42.852	-90	0	0.004
12	Ti3P4L250.tif	2,76E-03	36.192	2.607	33.183	41.322	-90	0	0.004
13	Ti3P1250.tif	1,02E-03	17.548	1.623	15.741	18.882	-90	0	0.001
14	Ti3P1250.tif	1,37E-03	28.637	0.341	28.134	28.862	-33.690	0	0.002
15	Ti3P1250.tif	2,05E-03	43.565	26.133	27.290	96.384	-68.199	0	0.003
16	Ti3P2250.tif	835.322	84.302	28.320	0	255	0	85	0
17	Ti3P2250.tif	835.322	84.302	28.320	0	255	0	85	0
18	Ti3P2250.tif	835.322	84.302	28.320	0	255	0	85	0
19	Ti3P3250.tif	2,73E-03	48.772	35.555	28.992	131.309	-90	0	0.004
20	Ti3P3250.tif	2,73E-03	37.502	9.264	27.475	56.031	-90	0	0.004
21	Ti3P3250.tif	1.318	88.895	39.719	0	255	0	88	0
22	Ti3P4250.tif	835.322	71.260	25.808	0	255	0	73	0
23	Ti3P4250.tif	835.322	71.260	25.808	0	255	0	73	0
24	Ti3P4250.tif	835.322	71.260	25.808	0	255	0	73	0
25	Ti3P11000.tif	3,14E-04	78.024	3.642	72.374	85.965	-90	0	0.002
26	Ti3P11000.tif	3,35E-04	105.100	7.025	93.749	115.262	-70.346	0	0.002
27	Ti3P11000.tif	6,08E-04	120.673	14.112	100.932	152.368	-100.125	0	0.004
28	Ti3P21000.tif	1,74E-03	79.971	4.553	70.347	90.476	-90	0	0.012
29	Ti3P21000.tif	2,19E-03	94.856	12.636	68.139	121.701	-88.282	0	0.015
30	Ti3P21000.tif	3,06E-03	106.035	29.770	29.458	134.671	-90.824	0	0.021
31	Ti3P31000.tif	3,59E-04	73.133	30.671	42.104	144.428	-90	0	0.002
32	Ti3P31000.tif	3,59E-04	55.430	16.309	27.287	74.333	-90	0	0.002
33	Ti3P31000.tif	4,22E-04	101.091	12.318	85.909	130.622	-90	0	0.003
34	Ti3P41000.tif	2,43E-03	33.296	12.250	7.926	61.519	-87.489	0	0.017
35	Ti3P41000.tif	2,24E-03	42.511	13.674	8.904	72.063	-90	0	0.015

36	Ti3P41000.tif	2,34E-03	117.397	7.984	97.003	140.267	-93.641	0	0.016
37	Mean	162.460	61.723	15.164	32.276	117.433	-67.572	17.694	0.005
38	SD	335.269	28.961	11.719	29.464	83.017	38.116	33.704	0.005
39	Min	3,14E-04	17.548	0.341	0	18.882	-100.125	0	0
40	Max	835.322	120.673	39.719	100.932	255	0	88	0.021

	Label	Area	Mean	StdDev	Min	Max	Angle	Median	Length
1	Ti4P1L250.tif	5,17E-03	69.581	4.995	63.055	76.954	-90	0	0.008
2	Ti4P1L250.tif	2,76E-03	81.139	2.198	78.412	84.670	-113.199	0	0.004
3	Ti4P1L250.tif	2,76E-03	98.409	2.629	96.050	102.533	-90	0	0.004
4	Ti4P2L250.tif	3,45E-03	36.252	9.088	22.853	48.843	-90	0	0.005
5	Ti4P2L250.tif	4,48E-03	42.395	6.829	31.602	55.848	-90	0	0.007
6	Ti4P2L250.tif	4,48E-03	44.247	5.925	32.156	51.400	-90	0	0.007
7	Ti4P3L250.tif	2,74E-03	8.195	4.175	3.225	14.267	-90	0	0.004
8	Ti4P3L250.tif	5,13E-03	16.135	7.616	6.556	29.625	-90	0	0.008
9	Ti4P3L250.tif	3,42E-03	8.520	21.199	0.146	68.747	-90	0	0.005
10	Ti4P4L250.tif	835.322	92.330	42.062	0	255	0	87	0
11	Ti4P4L250.tif	835.322	92.330	42.062	0	255	0	87	0
12	Ti4P4L250.tif	835.322	92.330	42.062	0	255	0	87	0
13	Ti4P1250.tif	2,07E-03	42.545	3.130	38.455	46.550	-90	0	0.003
14	Ti4P1250.tif	835.322	76.002	26.516	0	255	0	77	0
15	Ti4P1250.tif	835.322	76.002	26.516	0	255	0	77	0
16	Ti4P2250.tif	2,72E-03	10.551	7.529	0.483	24.160	-90	0	0.004
17	Ti4P2250.tif	3,40E-03	19.236	9.093	7.921	33.546	-90	0	0.005
18	Ti4P2250.tif	2,72E-03	22.112	5.810	14.880	31.064	-90	0	0.004
19	Ti4P3250.tif	5,03E-03	35.877	11.054	18.280	56.259	-90	0	0.008
20	Ti4P3250.tif	5,03E-03	53.782	11.877	35.220	71.568	-90	0	0.008
21	Ti4P3250.tif	5,70E-03	76.724	20.731	49.601	111.991	-82.875	0	0.010
22	Ti4P4250.tif	5,86E-03	47.298	13.782	36.112	94.652	-90	0	0.010
23	Ti4P4250.tif	4,48E-03	49.574	9.819	33.104	64.773	-90	0	0.007
24	Ti4P4250.tif	8,27E-03	79.028	19.661	40.188	107.282	-90	0	0.014
25	Ti4P11000.tif	1,42E-03	108.333	13.390	81.549	168.851	-91.762	0	0.010
26	Ti4P11000.tif	1,68E-03	112.388	15.275	73.459	146.200	-91.507	0	0.011
27	Ti4P11000.tif	1,47E-03	137.149	40.295	78.007	196.637	-87.436	0	0.010
28	Ti4P21000.tif	2,78E-03	42.412	9.990	21.620	65.803	-90	0	0.019
29	Ti4P21000.tif	2,89E-03	13.763	16.368	0	64.329	-85.700	0	0.020
30	Ti4P21000.tif	2,43E-03	62.529	3.951	52.056	73.847	-86.424	0	0.016
31	Ti4P31000.tif	2,30E-03	58.545	17.460	23.383	100.395	-86.257	0	0.016
32	Ti4P31000.tif	2,55E-03	77.071	13.600	46.367	126.613	-89.037	0	0.017
33	Ti4P31000.tif	3,04E-03	112.331	29.488	49.092	148.433	-90	0	0.021
34	Ti4P41000.tif	1,66E-03	32.000	4.862	24.170	46.761	-90	0	0.011



35	Ti4P41000.tif	1,96E-03	39.245	14.543	18.338	115.686	-86.855	0	0.013
36	Ti4P41000.tif	2,40E-03	122.467	19.960	82.603	156.584	-93.608	0	0.016
37	Mean	116.017	60.801	15.432	32.193	107.219	-77.629	11.528	0.008
38	SD	292.978	35.065	11.745	28.596	73.654	31.920	29.170	0.006
39	Min	1,42E-03	8.195	2.198	0	14.267	-113.199	0	0
40	Max	835.322	137.149	42.062	96.050	255	0	87	0.021

	Label	Area	Mean	StdDev	Min	Max	Angle	Median	Length
1	Ti5P1L250.tif	2,76E-03	51.504	9.017	44.300	69.824	-90	0	0.004
2	Ti5P1L250.tif	5,17E-03	55.883	24.272	35.650	136.616	-77.905	0	0.008
3	Ti5P1L250.tif	2,59E-02	64.382	12.786	34.382	93.660	-88.452	0	0.044
4	Ti5P2L250.tif	3,47E-03	27.628	4.454	18.159	34.718	-90	0	0.005
5	Ti5P2L250.tif	3,47E-03	29.515	5.130	21.244	40.124	-90	0	0.005
6	Ti5P2L250.tif	2,78E-03	28.530	5.712	22.036	38.561	-90	0	0.004
7	Ti5P3L250.tif	3,45E-03	21.149	13.565	3.481	41.561	-90	0	0.005
8	Ti5P3L250.tif	2,76E-03	5.606	3.468	1.825	9.648	-90	0	0.004
9	Ti5P3L250.tif	3,45E-03	12.119	3.393	6.348	16.670	-90	0	0.005
10	Ti5P4L250.tif	2,08E-03	76.789	1.457	75.005	78.881	-90	0	0.003
11	Ti5P4L250.tif	2,78E-03	84.960	22.468	71.112	132.486	-90	0	0.004
12	Ti5P4L250.tif	1.340	103.663	36.343	0	255	0	102	0
13	Ti5P1250.tif	1.304	130.555	38.826	0	255	0	135	0
14	Ti5P1250.tif	1.304	130.555	38.826	0	255	0	135	0
15	Ti5P1250.tif	1.304	130.555	38.826	0	255	0	135	0
16	Ti5P2250.tif	3,45E-03	20.945	7.847	11.639	33.859	-90	0	0.005
17	Ti5P2250.tif	2,76E-03	31.673	10.279	18.703	47.273	-90	0	0.004
18	Ti5P2250.tif	2,76E-03	46.985	6.479	36.292	55.363	-90	0	0.004
19	Ti5P3250.tif	3,47E-03	40.471	29.067	16.588	119.230	-90	0	0.005
20	Ti5P3250.tif	2,08E-03	31.463	5.264	23.557	37.566	-90	0	0.003
21	Ti5P3250.tif	3,12E-03	43.749	5.015	35.756	52.359	-60.255	0	0.005
22	Ti5P4250.tif	2,72E-03	45.974	7.989	38.583	64.256	-90	0	0.004
23	Ti5P4250.tif	1.313	83.450	30.023	0	255	0	84	0
24	Ti5P4250.tif	1.313	83.450	30.023	0	255	0	84	0
25	Ti5P11000.tif	7,75E-04	56.760	10.796	39.249	81.698	-90	0	0.005
26	Ti5P11000.tif	5,82E-04	68.395	19.738	53.406	139.628	-85.601	0	0.004
27	Ti5P11000.tif	1,03E-03	71.938	18.015	39.516	109.790	-90	0	0.007
28	Ti5P21000.tif	1,60E-03	63.590	15.813	37.237	135.983	-88.452	0	0.011
29	Ti5P21000.tif	1,67E-03	77.248	17.427	42.151	134.005	-90	0	0.011
30	Ti5P21000.tif	2,16E-03	112.326	17.257	80.432	159.799	-90	0	0.015
31	Ti5P31000.tif	2,43E-03	51.682	8.790	36.854	74.428	-91.032	0	0.016
32	Ti5P31000.tif	2,74E-03	67.817	20.955	5.504	111.573	-90	0	0.018
33	Ti5P31000.tif	2,07E-03	67.144	11.713	49.032	122.485	-88.794	0	0.014

34	Ti5P41000.tif	9,08E-04	76.875	20.199	38.704	107.480	-92.726	0	0.006
35	Ti5P41000.tif	7,60E-04	88.215	23.966	57.021	128.519	-90	0	0.005
36	Ti5P41000.tif	6,12E-04	66.638	48.311	26.425	164.036	-90	0	0.004
37	Mean	0.219	62.505	17.320	28.339	113.947	-73.700	18.750	0.007
38	SD	0.496	32.596	12.302	22.511	76.034	33.849	43.600	0.008
39	Min	5,82E-04	5.606	1.457	0	9.648	-92.726	0	0
40	Max	1.340	130.555	48.311	80.432	255	0	135	0.044

	Label	Area	Mean	StdDev	Min	Max	Angle	Median	Length
1	Ti6P1L250.tif	3,68E-02	65.281	26.101	25.705	202.993	-91.102	0	0.062
2	Ti6P1L250.tif	5,21E-03	37.774	6.758	24.962	49.779	-102.095	0	0.008
3	Ti6P1L250.tif	5,21E-03	40.108	7.840	28.189	57.530	-90	0	0.008
4	Ti6P2L250.tif	2,07E-03	8.217	4.695	1.103	12.793	-90	0	0.003
5	Ti6P2L250.tif	3,45E-03	19.892	24.527	7.977	88.985	-90	0	0.005
6	Ti6P2L250.tif	2,76E-03	13.881	8.635	3.022	26.713	-90	0	0.004
7	Ti6P3L250.tif	2,70E-03	43.334	6.894	33.575	53.442	-90	0	0.004
8	Ti6P3L250.tif	2,70E-03	40.611	17.392	23.212	78.445	-90	0	0.004
9	Ti6P3L250.tif	2,70E-03	32.699	7.213	17.888	41.314	-90	0	0.004
10	Ti6P4L250.tif	3,47E-03	31.360	36.460	7.504	114.295	-90	0	0.005
11	Ti6P4L250.tif	2,78E-03	14.386	13.304	3.580	45.236	-90	0	0.004
12	Ti6P4L250.tif	2,78E-03	10.509	6.699	3.739	25.742	-74.055	0	0.004
13	Ti6P1250.tif	1.287	118.721	35.394	0	255	0	122	0
14	Ti6P1250.tif	1.287	118.721	35.394	0	255	0	122	0
15	Ti6P1250.tif	1.287	118.721	35.394	0	255	0	122	0
16	Ti6P2250.tif	2,07E-03	47.635	4.856	39.366	53.400	-90	0	0.003
17	Ti6P2250.tif	2,07E-03	59.293	1.558	56.869	61.084	-90	0	0.003
18	Ti6P2250.tif	2,07E-03	59.713	4.768	54.108	67.164	-90	0	0.003
19	Ti6P3250.tif	2,70E-03	52.480	6.041	41.073	59.363	-90	0	0.004
20	Ti6P3250.tif	1.304	84.533	33.172	0	255	0	85	0
21	Ti6P3250.tif	2,03E-03	61.639	9.299	52.913	79.415	-126.870	0	0.003
22	Ti6P4250.tif	1,01E-03	26.163	9.710	15.407	34.281	-90	0	0.001
23	Ti6P4250.tif	2,70E-03	23.154	5.139	15.267	29.889	-90	0	0.004
24	Ti6P4250.tif	3,38E-03	32.543	8.470	20.553	46.257	-90	0	0.005
25	Ti6P11000.tif	6,68E-04	41.695	19.008	31.324	137.275	-90	0	0.004
26	Ti6P11000.tif	6,68E-04	51.688	7.954	37.041	70.036	-93.814	0	0.004
27	Ti6P11000.tif	1,03E-03	84.291	21.710	64.439	142.170	-92.437	0	0.007
28	Ti6P21000.tif	4,64E-04	78.989	5.256	70.839	90.106	-90	0	0.003
29	Ti6P21000.tif	4,64E-04	92.587	9.291	65.244	105.399	-84.560	0	0.003
30	Ti6P21000.tif	1,31E-03	124.343	14.342	100.091	171.631	-88.091	0	0.009
31	Ti6P31000.tif	5,74E-04	62.707	9.272	43.013	76.634	-90	0	0.004
32	Ti6P31000.tif	8,71E-04	85.165	11.888	64.924	115.392	-85.601	0	0.006

33	Ti6P31000.tif	5,10E-04	107.994	7.191	94.248	118.945	-90	0	0.003
34	Ti6P41000.tif	1,73E-03	63.956	10.340	41.598	83.637	-90	0	0.012
35	Ti6P41000.tif	1,69E-03	76.868	16.989	39.647	117.416	-87.825	0	0.011
36	Ti6P41000.tif	1,88E-03	127.070	48.026	57.476	210.418	-88.698	0	0.013
37	Mean	0.143	59.964	14.916	32.941	102.422	-80.699	12.528	0.006
38	SD	0.412	34.969	11.771	27.045	71.894	29.821	36.342	0.010
39	Min	4,64E-04	8.217	1.558	0	12.793	-126.870	0	0
40	Max	1.304	127.070	48.026	100.091	255	0	122	0.062

## PRODUÇÃO INTELECTUAL DESENVOLVIDA DURANTE O MESTRADO

### Artigos submetidos a periódicos

1- **FONTOURA, D.C.**, BARROS, V.M., VAZ, R. R., MAGALHAES, C. S., MOREIRA, A. N. *Vertical misfit of dental implants frameworks: cad/cam versus cast and welded systems – a preliminary report. The Journal of Advanced Prosthodontics. 2015*

2- BARROS, V.M., **FONTOURA, D.C.**, ANTUNES, A.N.G., VAZ, R. R., MAGALHAES, C. S., MOREIRA, A. N. *The use of narrow implant in a minimal invasive rehabilitation treatment: case report. J Contemp Dent Pract. 2015.*

### Apresentação de trabalhos e palestras

1- **FONTOURA, D. C.**, BARROS, V. M., VAZ, R. R., MAGALHAES, C. S., MOREIRA, A. N. **Desadaptação vertical de uma infraestrutura sobre implante produzida em sistema CAD/CAM comparada a dois sistemas fundidos e soldados**, 2014. (Congresso, Apresentação de Trabalho) *Palavras-chave: Prótese dentária implanto-suportada, soldagem, Planejamento de Prótese Dentária* Áreas do conhecimento: **PRÓTESE DENTÁRIA, Implantodontia** Setores de atividade: *Atividades de atenção à saúde humana* Referências adicionais: *Brasil/Português. Meio de divulgação: Impresso; Local: Hotel Jacques Georges Tower; Cidade: Pelotas -RS; Evento: 50 Encontro do Grupo Brasileiro de Materiais Dentários (GBMD).*

2- **FONTOURA, D. C.**, BARROS, V. M., VAZ, R. R., MAGALHAES, C. S., MOREIRA, A. N. **Influência de diferentes materiais e técnicas de confecção em próteses sobre implantes na desadaptação vertical de infraestruturas protéticas**, 2014. (Congresso, Apresentação de Trabalho) *Palavras-chave: Prótese dentária fixada por Implantes, Adaptação passiva, Próteses e Implantes* Áreas do conhecimento: **PRÓTESE DENTÁRIA, Implantodontia** Setores de atividade : *Atividades de atenção à saúde humana* Referências adicionais : *Brasil/Português. Meio de divulgação: Impresso; Local: Faculdade de Odontologia da UFMG; Cidade: Belo Horizonte;*

*Evento: I Encontro de novas tecnologia na odontologia, Encontro de ex-alunos do curso de especialização em implantodontia da UFMG; Inst. promotora/financiadora: Faculdade de Odontologia da UFMG.*

### **Trabalhos publicados em anais de eventos (resumo)**

1- GAMARANO, R. S., COSTA, R. F. D. A., FURTADO, W. R., **FONTOURA, D. C.**, SOUZA, E. T., BARROS, V. M., MARTINS JUNIOR, L. O., ROSA, R. M., VAZ, R. R. Importância do “MOCK UP” obtido por meio da restauração provisória na confecção da prótese fixa sobre implantes In: Encontro de Novas Tecnologias na Odontologia, 2014, Belo Horizonte. **Anais do I Encontro de Novas Tecnologias na Odontologia, I Encontro de Ex-Alunos do Curso de Especialização em Implantodontia da UFMG I.** 2014. p.33 – 33 *Palavras-chave: Implante dentário, Estética Dentária, Cerâmica Áreas do conhecimento: Implantodontia, PRÓTESE DENTÁRIA Setores de atividade: Atividades de atenção à saúde humana Referências adicionais : Brasil/Português. Meio de divulgação: Meio digital.*

2- **FONTOURA, D. C.**, BARROS, V. M., VAZ, R. R., MAGALHAES, C. S., MOREIRA, A. N. Influência de diferentes materiais e técnicas de confecção em próteses sobre implantes na desadaptação vertical de infraestruturas protéticas. In: Encontro de Novas Tecnologias na Odontologia, 2014, Belo Horizonte. **Anais do I Encontro de Novas Tecnologias na Odontologia, I Encontro de Ex-Alunos do Curso de Especialização em Implantodontia da UFMG I.** 2014. p.26 – 26 *Palavras-chave: Implante dentário, Adaptação passiva, Prótese sobre implante. Áreas do conhecimento: PRÓTESE DENTÁRIA, Implantodontia. Setores de atividade : Atividades de atenção à saúde humana. Referências adicionais: Brasil/Português. Meio de divulgação: Meio digital.*

3- DONATO, T. C., BATISTA, P. Z., RANDAZZO, A. R., **FONTOURA, D. C.**, SOUZA, E. T., BARROS, V. M., MARTINS JUNIOR, L. O., ROSA, R. M., VAZ, R. R. Prótese sobre implantes do tipo protocolo na maxila In: Encontro de Novas Tecnologias na Odontologia, 2014, Belo Horizonte. **Anais do I Encontro de Novas Tecnologias na Odontologia, I Encontro de Ex-Alunos do Curso de Especialização em Implantodontia da UFMG I.** 2014. p.34 – 34 *Palavras-chave: Implante dentário, Prótese sobre implante, Estética Dentária Áreas do conhecimento: PRÓTESE*

*DENTÁRIA, Implantodontia Setores de atividade: Atividades de atenção à saúde humana. Referências adicionais: Brasil/Português. Meio de divulgação: Meio digital.*

## **Participação em bancas de trabalhos de conclusão**

### **Curso de aperfeiçoamento e especialização**

1- MARTINS JUNIOR, L. O., VAZ, R. R., **FONTOURA, D. C.** Participação em banca de Romano Francisco Duarte Arruda Costa. **Carga Imediata em Implantes Unitários**, 2014 (Prótese Dentária) Centro de Estudos Odontológicos do IPSEMG. *Áreas do conhecimento: Implantodontia. Referências adicionais: Brasil/Português.*

2- VAZ, R. R., **FONTOURA, D. C.**, BARROS, V. M. Participação em banca de Roberto de Souza Gamarano. **Pino anatômico para restauração de dentes tratados endodonticamente**, 2014 (Prótese Dentária). Centro de Estudos Odontológicos do IPSEMG *Áreas do conhecimento: PRÓTESE DENTÁRIA Referências adicionais: Brasil/Português.*

3- MARTINS JUNIOR, L. O., VAZ, R. R., **FONTOURA, D. C.** Participação em banca de Priscila Jales Oliveira. **Restauração em dentes Posteriores pela Técnica Indireta Utilizando Resinas Compostas**, 2014. (Prótese Dentária) Centro de Estudos Odontológicos do IPSEMG. *Áreas do conhecimento: PRÓTESE DENTÁRIA Referências adicionais: Brasil/Português.*

4- VAZ, R. R., **FONTOURA, D. C.**, BARROS, V. M. Participação em banca de Moráima Ferreira Machado. **Sistema Cone Morse Neodent**, 2014. (Prótese Dentária) Centro de Estudos Odontológicos do IPSEMG. *Áreas do conhecimento : Implantodontia Referências adicionais : Brasil/Português*