

**Caio César Dias Resende**

# **Influência de escâneres CAD/CAM na adaptação marginal de infraestruturas em zircônia implanto-suportadas**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, para obtenção do Título de Mestre em Odontologia, na Área de Concentração Clínica Odontológica Integrada.

Uberlândia, 2017

**Caio César Dias Resende**

# **Influência de escâneres CAD/CAM na adaptação marginal de infraestruturas em zircônia implanto-suportadas**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, para obtenção do Título de Mestre em Odontologia, na Área de Concentração Clínica Odontológica Integrada.

Orientador: Prof. Dr. Flávio Domingues das Neves

Banca examinadora:

Prof. Dr. Flávio Domingues das Neves

Prof. Dr. Thiago A. P. N. Carneiro

Prof. Dr. Cláudio Pinheiro Fernandes

Uberlândia, 2017

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)  
Sistema de Bibliotecas da UFU, MG, Brasil.

---

R433i  
2017      Resende, Caio César Dias, 1991  
            Influência de escâneres CAD/CAM na adaptação marginal de  
            infraestruturas em zircônia implanto-suportadas / Caio César Dias  
            Resende. - 2017.  
            80 p. : il.

            Orientador: Flávio Domingues das Neves.  
            Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Uberlândia,  
            Programa de Pós-Graduação em Odontologia.  
            Inclui bibliografia.

            1. Odontologia - Teses. 2. Sistema CAD/CAM - Teses. 3.  
            Microscópio eletrônico de varredura - Teses. 4. Zircônia - Teses. I.  
            Neves, Flávio Domingues das. II. Universidade Federal de Uberlândia.  
            Programa de Pós-Graduação em Odontologia. III. Título.

---

CDU: 616.314





SERVIÇO PÚBLICO FEDERAL  
MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO  
UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA



Ata da defesa de DISSERTAÇÃO DE MESTRADO junto ao Programa de Pós-graduação em Odontologia, Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia.

Defesa de: Dissertação de Mestrado Acadêmico nº313 – COPOD

Data: 15/02/2017

Discente: Caio César Dias Resende Matrícula: 11512ODO002

Título do Trabalho: Influência de escâneres CAD/CAM na adaptação marginal de infraestruturas em zircônia implanto-suportadas.

Área de concentração: Clínica Odontológica Integrada.

Linha de pesquisa: Implantodontia e Prótese sobre Implantes.

Projeto de Pesquisa de vinculação: Implantodontia e Prótese sobre Implantes.

As **quatorze** horas do dia **quinze de fevereiro ano de 2017** no Anfiteatro Bloco 4L, Campus Umuarama da Universidade Federal de Uberlândia, reuniu-se a Banca Examinadora, designada pelo Colegiado do Programa de Pós-graduação em janeiro 2017, assim composta: Professores Doutores: Letícia Resende Davi (UFU); Cláudio Pinheiro Fernandes (UFF); e Thiago de Almeida Prado Naves Carneiro (UFU) coorientador(a) do(a) candidato(a) Caio César Dias Resende. Ressalta-se que o Prof. Dr. Cláudio Pinheiro Fernandes participou da defesa por meio de Skype desde a cidade do Rio de Janeiro – RJ e os demais membros da banca e o aluno(a) participaram *in loco*.

Iniciando os trabalhos o(a) presidente da mesa Dr. Thiago de Almeida Prado Naves Carneiro apresentou a Comissão Examinadora e o candidato(a), agradeceu a presença do público, e concedeu ao Discente a palavra para a exposição do seu trabalho. A duração da apresentação do Discente e o tempo de arguição e resposta foram conforme as normas do Programa.

A seguir o senhor (a) presidente concedeu a palavra, pela ordem sucessivamente, aos (às) examinadores(as), que passaram a arguir o (a) candidato (a). Após a arguição, que se desenvolveu dentro dos termos regimentais, a Banca, em sessão secreta, atribuiu os conceitos finais.

Em face do resultado obtido, a Banca Examinadora considerou o (a) candidato(a) A provado(a).

Esta defesa de Dissertação de Mestrado Acadêmico é parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre. O competente diploma será expedido após cumprimento dos demais requisitos, conforme as normas do Programa, a legislação pertinente e a regulamentação interna da UFU.

Nada mais havendo a tratar foram encerrados os trabalhos às 17 horas e 15 minutos. Foi lavrada a presente ata que após lida e achada conforme foi assinada pela Banca Examinadora.

Profª. Dra. Letícia Resende Davi – UFU

Participou por meio de Skype

Prof. Dr. Cláudio Pinheiro Fernandes – UFF

Prof. Dr. Thiago de Almeida Prado Naves Carneiro – UFU  
Coorientador (a)



## DEDICATÓRIA

Dedico aos meus avôs

**Olavo Resende e Odilon Dias** (in memoriam).



## AGRADECIMENTOS

Agradeço à **Deus** por sempre me abençoar e iluminar meu caminho.

Agradeço aos meus pais, **Carlos Roberto de Resende e Celita Dias Resende** por todo carinho, ensinamento e oportunidades. Vocês se mostraram presentes em todos os momentos de minha vida, isso torna as coisas bem mais fáceis, MUITO OBRIGADO.

Agradeço a minha irmã **Carolina Dias de Resende** pelo companheirismo e amizade de sempre.

Agradeço a **Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia**, minha casa. Lugar onde tive o privilégio de me formar e iniciar os primeiros passos na vida acadêmica.

Agradeço ao **CNPq, CAPES e FAPEMIG** pelo suporte e auxílio financeiro durante toda minha graduação e esses dois anos de mestrado.

Agradeço imensamente ao grupo de pesquisa **NEPRO** a qual participo, minha segunda família. Pessoas incríveis que tive a oportunidade de começar a conviver em 2009. Muito obrigado por cada ensinamento, cada detalhe aprendido diariamente me faz saber que tudo isso vale a pena. Em especial aos membros Flávio Domingues das Neves, Célio Jesus do Prado, Letícia Resende Davi, Luiz Carlos Gonçalves, Marcel Santana Prudente, Thiago Carneiro, Karla Zancopé, Carolina Guimarães Castro Coró, Thais Reis, Lucas do Nascimento Tavares, Frederick Khalil Karam, Júlia Mazão, Pâmela Nunes, obrigado.

Ao meu grande amigo e irmão **Lucas do Nascimento Tavares**. Amizade que se iniciou com a faculdade e se manterá para o resto de nossas vidas. Alguns até nos confundem, acho que devemos andar um pouco juntos.

Ao meu grande amigo **Frederick Khalil Karam**, pessoa excepcional que tive a oportunidade de conhecer durante o mestrado. Um dos últimos



integrantes do grupo NEPRO, porém nunca será esquecido. A pessoa que mais conversei durante esse tempo, companhia top.

Agradeço a **Karla Zancopé** e **Carolina Guimarães Castro Coró**, minhas “mamães” na pesquisa. Com vocês consegui desenvolver minha primeira pesquisa científica e me despertaram o interesse para desenvolver outras.

Aos meus amigos **Marcel Santana Prudente** e **Leandro Maruki**, meu muito obrigado. Vocês são exemplos de profissionalismo. Parceiros de sempre.

Ao amigo **Thiago Carneiro**, muito obrigado. Aprendi muito com você e com certeza colheremos muitos frutos.

A minha aluna de Iniciação científica **Pâmela Nunes**. Pessoa que trabalhei diretamente e desempenhou seu papel com comprometimento, garra e muita dedicação. Aprendi muito com você e espero ter contribuído para sua formação.

Agradeço ao professor **Mário Paulo Amante Penatti**, por ter aberto as portas do laboratório de pesquisa da ESTES-UFU e permitido realizar minha primeira pesquisa científica.

Ao grande professor **Luiz Carlos Gonçalves**. Sem dúvida um excelente profissional, professor e ser humano. Nunca será esquecido pelo exemplo de pessoa que se tornou para mim e por todos que tiveram a honra de aprender com o senhor. Muito obrigado.

Agradeço ao meu grande orientador **Prof. Dr. Flávio Domingues das Neves**. Nesses 8 anos de caminhada, conheci várias pessoas e sem dúvida, o senhor é uma que jamais esquecerei. Um orientador não apenas na pesquisa e sim para a vida. Um dia me perguntaram o motivo por ter te escolhido como orientador e se eu não pensava em mudar. A resposta foi simples: se eu pudesse voltar atrás, te escolheria novamente. Tenho orgulho de falar que é meu orientador. Aprendi muito e cada dia que te encontro aprendo mais. Com certeza é um dos motivos por eu ter chegado até aqui. Meu MUITO OBRIGADO.



Agradeço a **Fabiana e Erica** pela amizade e companheirismo. Vocês nos ajudam e desempenham um papel muito importante.

Agradeço a oportunidade de participar do “**Centrinho de Prótese sobre Implante**”, projeto de extensão que comecei a participar em 2009 como aluno de graduação. Lugar que tenho muito carinho, pois foi lá que aprendi a trabalhar com prótese sobre implante e hoje sou feliz por ajudar os alunos da graduação na formação.

Agradeço a empresa **Neodent** por todo apoio nesse e em vários trabalhos científicos. E em especial ao **Thiago Tomé**, pela paciência e dedicação. Ajudou muito nesse trabalho.

Ao **Programa de Pós-Graduação em Odontologia** por permitir a continuidade do meu aprendizado. Em especial, **Brenda Rodrigues e Graça Oliveira** pelo carinho e respeito com todos.

Aos professores presentes na **Banca Avaliadora** da qualificação e defesa. Muito obrigado pelo tempo e considerações, o trabalho ficou muito melhor.

Ao laboratório de pesquisa **CPbio**, lugar fantástico onde tive a oportunidade de trabalhar e confeccionar os modelos dessa pesquisa.

Ao laboratório de pesquisa **LEPU – Laboratório de pesquisa em usinagem**, onde foi realizada toda a parte de mensurações no Microscópio Eletrônico de Varredura.

Aos **funcionários** da limpeza, secretaria, segurança, farmacinha, esterilização, técnicos, entre outros, muito obrigado pelo apoio e prontidão, sem vocês não conseguiríamos desenvolver nossos trabalhos.



**O professor medíocre conta.**

**O bom professor explica.**

**O professor superior demonstra.**

**O grande professor inspira.**

**William Arthur Ward**



## SUMÁRIO

LISTA DE ABREVIATURAS	09
RESUMO	10
ABSTRACT	11
1. INTRODUÇÃO	12
2. REVISÃO DE LITERATURA	15
3. PROPOSIÇÃO	35
4. MATERIAL E MÉTODOS	36
5. ANÁLISE ESTATÍSTICA	57
6. RESULTADOS	58
7. DISCUSSÃO	69
8. CONCLUSÃO	76
REFERÊNCIAS	77

### **Lista de abreviaturas e siglas**

mm	-	Milímetros
µm	-	Micrômetros
HE	-	Hexágono Externo
I/P	-	Interface protética
CAD	-	Computer Aided-Design
CAM	-	Computer Aided-Manufacturing
Ncm	-	Newton X centímetros



## **Resumo**

**Objetivo:** O objetivo desse estudo foi comparar a adaptação marginal de infraestruturas em zircônia confeccionadas pelo sistema CAD/CAM, utilizando dois escâneres e uma única fresadora, por meio do microscópio eletrônico de varredura (MEV).

**Materiais e métodos:** Dez infraestruturas aparafusadas, implanto-suportadas, de três elementos foram divididas em dois grupos para avaliar a adaptação marginal no modelo boca. Dez infraestruturas em zircônia foram fabricadas por uma única fresadora, cinco foram obtidas por meio do escaneamento com o escâner 7series Dental Wings e cinco com o escâner Ceramill map 400. A desadaptação vertical e horizontal da interface protética (mesial e distal de todos os implantes) foram analisadas e mensuradas pelo MEV, resultando em trinta medidas por grupo (n=30). As medidas foram obtidas em duas situações, a primeira quando um parafuso central está posicionado e a segunda com todos os parafusos apertados. A análise estatística foi realizada utilizando o teste estatístico U Mann-Whitney ( $\alpha=.05$ ) para desadaptações verticais. Os valores de desadaptações horizontais foram divididos em três situações: sobre extensão, zero e sub extensão.

**Resultados:** Diferença estatística significativa foi encontrada entre os valores de desadaptação marginal quando todos os parafusos estavam apertados, porém todos esses valores estão abaixo de 16  $\mu\text{m}$ . Cinco e Dezoito valores de desadaptação horizontal foram encontrados nos escâneres 7series Dental Wings e Ceramil map 400, respectivamente.

**Conclusão:** O uso de diferentes escâneres apresenta influencia na adaptação final de infraestruturas.

**Palavras-Chaves:** CAD/CAM, escâner, adaptação marginal.

## **Abstract**

**Purpose.** The purpose of this study was to compare the fit accuracy of CAD/CAM-fabricated zirconia frameworks using two different scanners and the same milling unit by scanning electron microscopy (SEM).

**Material and methods.** Ten 3-unit implant-supported, screw-retained frameworks were fabricated to fit a mastermodel. The same manufacturing milling unit fabricated all the frameworks using two scanners, five frameworks for each group: 7series Dental Wings and Ceramill map 400. The vertical and horizontal misfit at the implant-framework interface (mesial and distal of all implants) were measured by SEM resulting in 30 measurements per group (n=30) when only 1 screw was tightened and after all screws were tightened. The statistical analysis was performed using Mann-Whitney test ( $\alpha=.05$ ) by vertical misfit. Horizontal misfit values were separated in three situations: underextension, zero and overextension.

**Results:** Significant difference was found between the fit accuracy of the two groups when all screws were tightened, however all values is below 16  $\mu\text{m}$ . Five and eighteen horizontal misfit were found in Dental Wings and Ceramill map 400, respectively.

**Conclusions:** The use of different scanners have influence on fit accuracy of zirconia frameworks.

**Keywords:** CAD/CAM, scanners, fit accuracy.



## 1. Introdução

A revolução digital na Odontologia ganhou espaço com o aumento da produção de restaurações confeccionadas por meio do sistema CAD/CAM - Computer-aided design/Computer aided-manufacturing (Christensen et al. 2014). O desenvolvimento dessa tecnologia, associado as cerâmicas reforçadas, trouxeram algumas vantagens para a prática clínica. Possibilitando a fabricação de restaurações/infraestruturas em tempo reduzido (Kayatt & Neves, 2014), com adaptação marginal aceitável (Drago, 2006; Neves, 2015), estética e resistência satisfatória (Heintze, 2010; Anunmana, 2014). Além disto, essa tecnologia pode ser empregada na confecção de restaurações sobre dentes e implantes.

O sistema CAD/CAM tem apresentado grande aceitabilidade e podem ser utilizados em laboratórios de prótese dentária (denominado CAD/CAM de bancada) e em consultórios odontológicos (denominado de CAD/CAM chairside) (Kayatt & Neves, 2014; Anadioti, 2014; Kocaağaoğlu, 2017). Para obter uma restauração/infraestrutura confeccionada por meio dessa tecnologia são necessárias três etapas. A primeira etapa é a aquisição de dados, realizada por meio do escaneamento do molde, ou modelo, ou ainda intra-oral, ou seja, diretamente na boca do paciente. A segunda etapa é o processamento dos dados, realizado por meio de um software, no qual um projeto virtual da referida prótese ou infraestrutura é obtido. Essas duas primeiras etapas constituem o CAD. A manufatura constitui a terceira etapa, denominada CAM, realizada por meio de fresagem, na maioria dos sistemas (Güth *et al.* 2013).

Muitos trabalhos tiveram a curiosidade de analisar a adaptação de próteses e infraestruturas confeccionadas por meio de sistemas CAD/CAM e comparar com métodos convencionais, alguns encontraram melhores resultados para os sistemas CAD/CAM (Drago, 2010; Guth, 2013, Kocaağaoğlu, 2017) e outros para os métodos convencionais (Ortorp, 2004; Zaghloul, 2013, Anadioti, 2014). Entretanto é sabido que desadaptações podem comprometer a

longevidade e o sucesso das restaurações dentais (Jansen, 1997; Ortorp, 2004; Drago, 2006; Gomes, 2009; Drago, 2010; Borba, 2011; Koutouzis, 2011; Resende, 2015; Woelber, 2016). Adaptação passiva e boa adaptação marginal são fatores essenciais para diminuir complicações mecânicas e biológicas (de Torres, 2011; Koutouzis, 2011; Resende, 2015; França, 2015). Não há um consenso na literatura dos valores de desadaptação clinicamente aceitáveis para próteses implantadas. Embora não se possa ainda quantificar o que realmente é aceitável, sabe-se que o padrão ouro está abaixo de 16  $\mu\text{m}$  (Sartori *et al.* 2004).

Clinicamente, desadaptações verticais e horizontais na interface protética (I/P) em infraestruturas implanto-suportadas podem ser avaliadas por alguns testes, como sondagem clínica, visão direta, teste do parafuso único e avaliações de imagens radiográficas (Kan *et al.* 1999). Na ausência da definição do que é clinicamente aceitável, utilizar os métodos clínicos disponíveis podem auxiliar a alcançar adaptações de infraestruturas melhores. Em estudos laboratoriais, o Microscópio Eletrônico de Varredura (MEV) é uma ferramenta bastante empregada para análises e mensurações dessas desadaptações (Tsuge, 2008; Fernández, 2014; Neves, 2014; França, 2015).

Algumas empresas estão comercializando equipamentos de CAD e CAM, chamados equipamentos abertos, que possibilitam a interação entre os equipamentos de CAD e CAM de diferentes marcas (Rinke, 2012). Devido ao alto custo para adquirir o sistema CAD/CAM completo (escâner, software e CAM), o cirurgião-dentista e os laboratórios podem comprar apenas o escâner, realizar o escaneamento e enviar os dados para diferentes centros de fresagem. Dessa forma, é possível adquirir um escâner aberto de uma marca e confeccionar as restaurações/infraestruturas em fresadoras de marcas distintas. Porém, ainda não está claro se a relação de software de diferentes escâneres interagindo com uma mesma fresadora geraria o mesmo nível de adaptação para as infraestruturas.

Portanto, o objetivo desse presente estudo foi avaliar a adaptação marginal de infraestruturas em zircônia confeccionadas pelo sistema CAD/CAM, utilizando dois diferentes sistemas de escâneres e uma mesma fresadora.



## 2. Revisão de literatura

**Jansen et al. (1997)** realizaram um estudo in vitro com o objetivo de avaliar a microinfiltração bacteriana na interface pilar-implante. Para a realização desse experimento, cultura de bactéria *Escherichia coli* foi utilizada. Microscópio eletrônico de varredura (MEV) foi utilizado para realizar mensurações na interface. Treze diferentes combinações implante-pilar, geradas a partir de nove sistemas de implantes, foram submetidas ao teste microbiológico. Dez espécimes de cada sistema, foram testados sob condição estática. Foi inoculado 0,5 µl de uma suspensão bacteriana de *Escherichia coli* no interior dos implantes. Essa bactéria foi selecionada por ser gram-negativa e anaeróbica facultativa. Além disso, apresenta um tamanho entre 1,1 a 1,5 µm de diâmetro e 2 a 6 µm de comprimento. É um microorganismo de teste amplamente utilizado para estudos in vitro, especialmente para fins de esterilização, desinfecção e contaminação e pode ser encontrado na cavidade oral de indivíduos saudáveis associado com problemas periimplantares. Na segunda parte do estudo, o MEV foi utilizado. Um conjunto implante-pilar de cada tipo foi selecionado aleatoriamente e analisado em um microscópio eletrônico de varredura. O ajuste marginal entre o implante e o pilar foi medido em 12 locais com ampliação de × 775. Com essas duas metodologias, os autores concluem que os sistemas de implantes atuais não podem prevenir com segurança o vazamento microbiano e a colonização bacteriana da parte interna do implante. Existe uma necessidade de modificações para selar a área de contato implante-pilar. O pilar Frialit-2 reduziu o vazamento em comparação aos outros pilares. A intenção deste estudo foi tornar os fabricantes e clínicos cientes do problema de vazamento microbiano, porque é provável que a colonização microbiana do intervalo marginal e da parte interna do implante pode resultar em inflamação dos tecidos moles.

**Kan et al. (1999)** realizaram esse trabalho com o intuito de discutir adaptação passiva de próteses implanto-suportadas e revisar alguns métodos

clínicos que foram sugeridos para realizar essa avaliação. Os autores realizaram uma revisão de literatura para identificar os métodos clínicos que tem sido utilizado para realizar tal avaliação. A técnica de pressão alternativa é um dos métodos utilizados. É aplicado uma pressão com dois polegares na direção apical, alternadamente em pontos médios da prótese. Assim, é possível identificar presença de báscula. Imagens radiográficas são também utilizadas para identificar desconfortos na interface protética. Outro método clínico, é a visão direta associado com a sensação tátil, que pode ser feita por meio de uma sondagem clínica. O teste de parafuso único, também conhecido como teste Scheffield, é bastante utilizado para avaliar distorções presentes em infraestruturas protéticas. Nesse teste em específico, um parafuso da extremidade é apertado na infraestrutura e as mensurações na interface protética são realizadas do lado oposto. Os valores de desconforto clinicamente aceitáveis, de próteses implantadas, ainda não foram determinados. O autor sugere que na ausência de tais orientações, utilizar os métodos clínicos descritos nesta revisão auxiliam a alcançar um ajuste passivo das infraestruturas.

**Sartori et al. (2004)** realizou um estudo in vitro, na qual avaliou a adaptação marginal de infraestruturas implanto-suportadas confeccionada com a base em titânio e ligas de ouro, antes e após eletro-erosão. Dez infraestruturas de 3 elementos foram fabricadas, cinco utilizando ligas de ouro e cinco utilizando titânio. O teste de parafuso único (scheffield) foi utilizado nesse estudo para avaliar as desconfortos verticais. Nesse teste em específico, um parafuso da extremidade da infraestrutura é apertado e as mensurações na interface protética são realizadas do lado oposto. As mensurações foram todas feitas por meio de um microscópio óptico. Os resultados mostraram uma média de 12 µm de desconforto vertical para ligas de ouro e média de 30,1 µm para o titânio, antes da eletro-erosão. Após eletro-erosão, os valores baixaram para 5 µm e 16 µm para as ligas de ouro e titânio, respectivamente. Esse estudo demonstrou

que próteses implanto-suportadas utilizando ligas de ouro tiveram melhores resultados, em termos de adaptação, quando comparados com titânio. Entretanto, próteses feitas com a base de titânio, após eletro-erosão, não tiveram diferenças significativas com as bases em ouro, antes da eletro-erosão. E ambas podem ser utilizadas clinicamente.

**Ortorp et al. (2004)** realizaram este estudo com o objetivo de avaliar o desempenho clínico e radiográfico de próteses de titânio confeccionadas com Sistema CAD/CAM (CNC – computer numeric controlled) comparadas com próteses confeccionadas da forma convencional, em liga de ouro. Até o momento, poucos estudos de acompanhamento a longo prazo em próteses confeccionadas com CNC estavam disponíveis. Para a realização desse estudo, 126 pacientes edêntulos foram reabilitados. Os pacientes foram distribuídos nos grupos aleatoriamente, sendo 67 próteses com estruturas de titânio (23 em maxila e 44 em mandíbulas) e 62 próteses convencionais com peças de liga de ouro (31 em maxila e 31 mandíbulas). Foram coletados dados clínicos e radiográficos de 5 anos para os grupos de teste e controle. Para ambos os grupos, as complicações foram baixas, e os desempenhos clínicos e radiológicos semelhantes. No grupo convencional, as taxas de sobrevida cumulativa a 5 anos foram de 94,9% e 98,3% para implantes e próteses de titânio, respectivamente. Para o grupo CNC as mesmas taxas foram de 97,9% e 98,2%. Os implantes mais carregados foram perdidos nas maxilas do grupo convencional ( $p < 0,01$ ), mas essa diferença não foi significativa no nível paciente/prótese ( $p > 0,05$ ). Os fumantes perderam mais implantes do que os não-fumantes ( $p < 0,01$ ). Uma prótese foi perdida em cada grupo devido à perda de implantes. As estruturas de titânio feitas pela técnica CNC (por exemplo, a Procera Implant Bridge) apresentam desempenhos clínicos e radiológicos semelhantes aos das estruturas convencionais de ligas de ouro fundido na mandíbula edêntula, durante os primeiros 5 anos. Poucas complicações durante o período foram observadas. Infraestruturas em zircônia produzidas por CNC podem ser utilizadas como alternativa a reabilitações com liga de ouro.



**Drago et al. (2006)** realizaram esse presente trabalho com o objetivo de trazer uma visão do estado atual do processo CAD / CAM para dentistas e técnicos de prótese de dentária e sua aplicação na implantodontia moderna. Para isto, traz 2 protocolos clínicos de uso. O autor afirma que o sistema diminui o tempo de cadeira do dentista, diminui custos e aumenta a precisão de assentamento e biocompatibilidade de próteses feitas desta maneira. Neste trabalho, é ilustrado o uso do sistema encode da 3i, este sistema em específico, não requer o investimento caro dos laboratórios em sofisticados escâneres, e CAM. A chave deste sistema são as marcações no encode healing abutment, que dão as informações da posição do hexágono e plataforma do implante. O código vem impresso na parte superior do abutment. No protocolo de uso, basta que o dentista faça uma moldagem convencional sem remover o cicatrizador encode, e vaze um modelo com gesso pedra especial tipo IV e envie isto para um centro de escaneamento e fabricação do abutment. O planejamento virtual é feito, e confeccionado o design do abutment no computador e as informações são enviadas para uma máquina de usinagem, que fresa as peças a partir de um bloco maciço de titânio. O sistema possui algumas limitações, não deve ser usado quando se tem menos de 1mm de gengiva nem quando se tem uma variação de um dos implantes em mais de 30 graus dos outros. O autor conclui que o sistema diminui o tempo de cadeira do dentista, o tempo de trabalho laboratorial, diminui custos e aumenta a precisão de assentamento e biocompatibilidade de próteses feitas desta maneira. Tudo isto sem a necessidade de comprar os escâneres e as máquinas de fresagem, que ainda são equipamentos com custo elevado.

**Tsuge et al. (2008)** realizaram esse estudo com o objetivo de avaliar e comparar a adaptação marginal e o Gap na interface implante-pilar de vários sistemas de implantes hexágonos externos e internos. Para isso, três conexões internas e duas externas foram avaliados nesse estudo. A interface implante-

pilar foi avaliada utilizando três fatores: desadaptações verticais e horizontais e tamanho do Gap. Todas as mensurações foram realizadas por meio do microscópio eletrônico de varredura que demonstrou características diferentes para cada sistema de implante avaliado. As desadaptações verticais médias variaram de 22,6 a 62,2  $\mu\text{m}$  e as horizontais foram de -27,1 a 16,0  $\mu\text{m}$ . Os valores do Gap de todas as interfaces implante-pilar examinadas neste estudo variaram de 2,3 a 5,6  $\mu\text{m}$ . Os diferentes sistemas de implantes avaliados apresentaram características distintas, tanto em relação as desadaptações quanto ao Gap.

**Gomes et al. (2009)** realizaram esse estudo com o intuito de investigar o efeito de diferentes níveis desadaptação de próteses no sistema prótese/implante/parafuso de retenção por meio da análise de elementos finitos. Para isso, foram construídos quatro modelos de elementos finitos bidimensional: grupo 1 - grupos controle, com a prótese com boa adaptação marginal no implante; Grupos 2 – prótese com 50  $\mu\text{m}$  de desadaptação unilateral, grupo 3- 100  $\mu\text{m}$  de desadaptação unilateral e grupo 4 - 200  $\mu\text{m}$  de desadaptação unilateral. Foi aplicado uma carga de 133 N, com inclinação de 30° em relação ao longo do eixo da prótese. Essa carga foi aplicada na direção oposta as desadaptações presentes nos modelos. Os resultados mostraram que com o aumento das desadaptações está relacionado com o aumento das tensões presentes nas próteses. Esse aumento das desadaptações não apresentou grandes alterações no osso periimplantar. A diminuição do contato entre prótese e implante leva ao deslocamento de todo o sistema, o que pode ocasionar em alterações na distribuição e magnitude do estresse.

**Drago et al. (2010)** realizaram esse estudo laboratorial com o objetivo de avaliar a adaptação marginal de infraestruturas implanto-suportadas confeccionadas por duas técnicas: sistema CAD/CAM e pelo método convencional, com a técnica de cera perdida. Para isso, dez modelos de resina

acrílica foram confeccionados com cinco implantes entre forames, cada. Esses modelos foram divididos em dois grupos, de acordo com a técnica de confecção das infraestruturas utilizadas, sistema CAD/CAM ou forma convencional. Três diferentes centros odontológicos confeccionaram as infraestruturas totalizando 15 fresadas pelo sistema CAD/CAM e 15 barras fundidas pelo método da cera perdida. Todas as infraestruturas foram avaliadas em um modelo mestre. As desadaptações das infraestruturas foram digitalizadas, e os dados foram inseridos em um programa de computador. As infraestruturas implanto-suportadas confeccionadas com a tecnologia CAD/CAM apresentaram melhores resultados quando comparados com as estruturas confeccionadas pela forma convencional. As infraestruturas de CAD/CAM apresentadas neste estudo foram significativamente mais precisas do que as infraestruturas confeccionadas com a técnica da cera perdida.

**Heintze et al. (2010)** realizaram uma revisão sistemática para avaliar fraturas e lascamento das cerâmicas de coberturas em infraestruturas em zircônia e ligas metálicas. Esses dados desse trabalho sugeriram menores taxas de fraturas em restaurações unitárias, quando comparados com restaurações mais extensas. Não foram encontrados relatos de fraturas na cerâmica de cobertura em infraestruturas de ligas de metal. Treze estudos relataram falhas em infraestruturas de zircônia. Apenas dois estudos (um publicado apenas em forma resumo) compararam o desempenho de ambos os materiais (período observacional médio = 3 anos). Os resultados sugerem que infraestruturas de zircônia apresentam mais falhas quando comparadas as metálicas. Entretanto, apenas 1% das infraestruturas de zircônia apresentaram falhas. Os autores sugerem que o aumento do tempo de resfriamento durante o último ciclo de queima das infraestruturas em zircônia, pode minimizar tais falhas.



**Borba et al. (2011)** mediram a adaptação marginal e interna de próteses totais de cerâmicas, contendo três elementos, fabricadas pelo sistema CEREC CAD/CAM utilizando a técnica de mensuração do micro CT. Dois materiais foram utilizados para a confecção de infraestruturas: Vita In-ceram YZ e o Vita In-Ceram Zircônia. Deste modo, duas hipóteses foram testadas: (1) não existiria diferença entre a desadaptação marginal e interna entre os dois sistemas testados e (2) Existiria diferença entre as desadaptações mensuradas em diferentes locais para ambos os sistemas. A diferença existente entre os blocos é que o primeiro ao ser usinado, necessita de um processo de sinterização para atingir resistência, pois são usinados em menos resistência e este processo também reduz o tamanho em cerca de vinte por cento. Já o último bloco não possui a necessidade de passar por este processo por ser usinado em uma fase sinterizada. Após planejamento e obtenção destas infraestruturas no sistema CEREC, cada peça foi assentada no micro-CT e avaliado a mensuração. Cinco locais de mensurações foram realizados em diferentes áreas de término e em região de adaptação interna. Também foi avaliada a desadaptação horizontal das coroas. Os resultados obtidos em cada local de aferição foram comparados e não houve diferença significativa. Porém os resultados dos mesmos pontos de uma mesma peça foram utilizados para comparar os materiais. A cerâmica IZ mostrou valores médios de desadaptação significativamente maior do que YZ para locais MG, CA e OA. Nestes locais, os valores de folga para IZ foram 8-32% superiores do que os medidos para YZ. No AW, o valor obtido para o intervalo YZ era 15% mais elevada do que os medidos para IZ, e esta diferença foi estatisticamente significativa. Não foram encontradas diferenças estatísticas entre os valores médios obtidos para AOT e os dois materiais cerâmicos. Os sistemas cerâmicos avaliados mostraram diferentes níveis de adaptação marginal e interna, rejeitando a primeira hipótese do estudo. Próteses fixas parciais YZ, mostraram menores valores de desadaptação do que IZ, para a maioria dos locais de mensuração. A segunda hipótese foi também rejeitada, uma vez que existem diferenças entre os valores de desadaptação em diferentes locais para esse sistema cerâmico. Apesar das diferenças, ambos os sistemas

de cerâmicas demonstraram zonas clinicamente aceitáveis tanto para as regiões marginais e internas.

**de Torres et al. (2011)** realizaram esse estudo com o objetivo de comparar o estresse gerado na região periimplantar por meio de infraestruturas confeccionadas por diferentes materiais e associar a possível correlação entre desadaptação vertical e produção de estresse por meio de fotoelasticidade. Para isso, quinze infraestruturas foram confeccionadas e divididas em três grupos, variando os materiais utilizados para a confecção destas. O grupo 1 foi composto por titânio (Comercialmente puro), o grupo 2 foi confeccionado com Cobalto-Cromo (Co-Cr), o grupo 3 composto por Níquel-cromo-titânio (Ni-Cr-Ti). Todas as infraestruturas foram instaladas em um modelo de metal, previamente confeccionado, com um torque de 10 N.cm, como preconizado pelo fabricante. As mensurações de desadaptações verticais foram realizadas com o auxílio de um microscópio óptico. O estresse transmitido para os implantes foi mensurado utilizando uma análise quantitativa de fotoelasticidade, por meio de valores máximos de estresse de cisalhamento. Para isso, todas as infraestruturas foram parafusadas em um modelo de fotoelasticidade com torque de 10N.cm. Os dados desse trabalho, tiveram características paramétricas e foi utilizado os testes Anova One-way seguido de teste de Tukey. A correlação foi feita por meio do teste de correlação de Pearson. As médias de desadaptação vertical para os grupos foram: Ti ( $22,40 \pm 9,05 \mu\text{m}$ ); Co-Cr ( $66,41 \pm 35,47 \mu\text{m}$ ) e Ni-Cr-Ti ( $32,20 \pm 24,47 \mu\text{m}$ ). Quando comparado com o estresse da metodologia de fotoelasticidade, a liga de Cr-Co obteve as maiores taxas de estresse. Entretanto a correlação entre desadaptação vertical e estresse na região periimplantar não foi significativa.

**Koutouzis et al. (2011)** realizaram o presente estudo com o objetivo de avaliar o risco potencial de invasão de microrganismos orais na interface pilar-

implante, com diferentes desenhos de conexão interna. Esse teste foi associado a carregamento dinâmico. Para isso, vinte e oito implantes foram divididos em dois grupos (n = 14). Esses grupos se diferenciavam de acordo com o design da junção interna. O primeiro grupo era constituído por implantes com conexão interna cone Morse conectada a pilares convencionais. O segundo grupo foi composto por implantes que apresentavam conexão interna cônica com quatro sulcos conectada a pilares multibase. Os espécimes foram imersos numa solução bacteriana de *Escherichia coli* e carregados com 500.000 ciclos de 15N. Após o teste mecânico, foi realizada uma avaliação para identificar se havia bactérias no interior do implante e avaliar o selamento da junção. Todas as amostras do primeiro grupo apresentaram contaminação bacteriana e 12 das 14 amostras do segundo grupo também apresentaram. Este estudo indicou que as diferenças no projeto dos implantes podem afetar o risco potencial para invasão de microrganismos na interface pilar-implante, sob condições de carregamento dinâmico

**Camargos et al. (2012)** realizaram esse estudo retrospectivo multicêntrico com o objetivo de avaliar retrospectivamente os dados de restaurações protéticas unitárias implanto-suportadas, com média de 5 anos de acompanhamento (entre 2 a 13 anos). Além disso, foi examinada a incidência de complicações protéticas, como o afrouxamento do parafuso protético. Este estudo retrospectivo foi realizado em pacientes que receberam implantes dentários entre 1997 e 2007. Foi incluído pacientes que tinham restaurações unitárias, cimentada ou parafusada, que estava em função há mais de 2 anos. Avaliaram-se as taxas de sobrevivência e as condições periimplantares cumulativas (perda óssea marginal, profundidade gengival, índices de placa, gengival e sangramento), bem como os requisitos de manutenção da prótese. Foram utilizadas estatísticas descritivas, teste do qui-quadrado e modelos de regressão. Dos 44 pacientes participantes, setenta e três implantes foram avaliados (32 mulheres, 12 homens, média de idade, 48 anos). As taxas

cumulativas de sobrevivência a 5 anos para implantes foram de 95,9% e a maioria das próteses (98,6%) permaneceu funcional ao longo do período de observação. A taxa de complicações durante esse tempo de avaliação foi de 29,6% (4,3% relacionados com inflamação, 22,5% complicações protéticas, 2,8% relacionado com a cirurgia). A perda óssea marginal periimplante média foi de 1,8 mm. As condições dos tecidos moles periimplantes, tais como índices de placa, sangramento e profundidade gengival, foram também satisfatórias. No entanto, a presença de inflamação foi significativamente associada à profundidade gengival e quantidade de mucosa queratinizada gengival. As maiores complicações protéticas foram relacionadas com o desaperto dos parafusos protéticos (21%). No entanto, todos os parafusos soltos ocorreram em próteses retidas com parafusos de titânio, e 92,9% das próteses tinham um pilar do tipo UCLA, componentes de plásticos fundidos diretamente na cabeça do implante. Os implantes e as restaurações protéticas avaliadas neste estudo mostraram excelentes taxas de sobrevivência. No entanto, houve uma alta frequência de complicações protéticas associadas com parafusos de titânio e pilares UCLA.

**Rinke et al. (2012)** realizaram esse estudo com o objetivo de investigar a precisão de ajuste marginal de infraestrutura de zircônia fabricadas com diferentes processos de digitalização (CAD) e fresagem (CAM) para obter uma inclinação de preparo ideal (abutment com 4 graus, altura axial entre 4-5 mm). A hipótese desse trabalho foi que haveria diferenças significativas na adaptação marginal de infraestrutura de zircônia desenvolvidos utilizando diferentes sistemas de CAD e CAM. Sessenta amostras (n = 60) foram fabricados utilizando dois sistemas de escâneres diferentes e dois sistemas de fresagem (CAM). O teste estatístico Anova two-way ( $\alpha = 0,05$ ) foi utilizado para avaliar o efeito de diferentes parâmetros (escâner, processo de fresagem) na precisão de ajuste marginal. As médias de desadaptações marginais variaram de 57,9 (112,2  $\mu\text{m}$ ) a 71,0 (144,6  $\mu\text{m}$ ). Após adaptação manual pelo operador,



os valores melhoraram e apresentaram valores médios que variaram de 54,6 (98,0  $\mu\text{m}$ ) a 59,9 (107,7  $\mu\text{m}$ ). Verificou-se que as variáveis de adaptação manual e do sistema CAD e CAM tiveram múltiplos efeitos significativos nos resultados de adaptação marginal. Assim, os autores desse trabalho sugerem que, o processo de adaptação manual deve ser preferencialmente utilizado para garantir uma melhor precisão de fixação para restaurações de zircônia no sistema CAD / CAM.

**Zaghloul et al. (2013)** afirmaram que a confecção de restaurações por meio dos sistemas CAD/CAM, facilitou o desenvolvimento e a utilização de cerâmicas reforçadas. Isso possibilitou o aumento da fabricação de restaurações cerâmicas puras com melhores características em relação a resistência, ajuste marginal e estética. Assim, objetivo deste estudo foi comparar o ajuste marginal vertical de infraestruturas de zircônia – confeccionadas por meio de dois sistemas de CAD / CAM: Cerec 3 e o Zirkonzahn. Infraestruturas metálicas fabricadas utilizando a técnica convencional, cera perdida, também foi avaliada. Para isso, trinta infraestruturas implanto-suportadas de três elementos foram fabricadas e divididas em 3 grupos iguais (n=10). O primeiro grupo (grupo-controle) foi construído a partir de ligas metálicas, por meio da técnica da cera perdida. Os outros 2 grupos, foram confeccionados em zircônia os dois sistemas de CAD/CAM avaliados nesse estudo. Em todas as trinta infraestruturas confeccionadas, aplicou-se uma carga cíclica de 200 N e 50.000 ciclos foram feitos. Mensurações lineares em micrômetros do espaço vertical entre a estrutura e o pilar foram realizadas em 16 pontos, pré-determinados antes e depois do carregamento cíclico. As infraestruturas foram analisadas com o auxílio da microscopia eletrônica de varredura. Realizou-se análise de variância unidirecional para comparar os valores de discrepância marginal de ambos os grupos. O teste t foi aplicado para determinar se mudanças significativas no ajuste foram observadas após o carregamento cíclico ( $\alpha=0,05$ ). O grupo CEREC 3 apresentou valores médios significativamente mais altos (80,58  $\mu\text{m}$ ) quando

comparado ao grupo Zirkonzahn e ao controle (50,33  $\mu\text{m}$  e 42,27  $\mu\text{m}$ , respectivamente), sem diferença significativa. Após o carregamento cíclico, o grupo CEREC 3 registrou o maior valor médio de desadaptação marginal (91,50 $\pm$ 4,260  $\mu\text{m}$ ), seguido pelo grupo controle (72,00 $\pm$ 2,795  $\mu\text{m}$ ). O grupo Zirkonzahn registrou os menores valores de desadaptação marginal (65,37 $\pm$ 6,138  $\mu\text{m}$ ). O carregamento cíclico aumentou significativamente os valores médios da diferença marginal, principalmente para o grupo controle. Dentro das limitações deste estudo in vitro, a técnica de fabricação influenciou o ajuste marginal das infraestruturas implanto-suportadas de três elementos. O carregamento cíclico não mudou o ajuste de estruturas de zircônia totalmente cerâmica, ao passo que mudanças significativas foram encontradas nas estruturas metálicas.

**Güth et al. (2013)** desenvolveram esse estudo in vitro com o objetivo de comparar a precisão de ajuste dos dados tridimensionais adquiridos por meio da impressão digital, com o método convencional de impressões - moldes de gesso e captura indireta de dados. A aquisição direta de dados foi realizada pelo Lava Chairside Oral Scanner C.O.S. (3M ESPE, Seefeld, Alemanha), enquanto que a captura indireta de dados foi realizada com o scanner de laboratório Lava Scan ST (3M ESPE, Seefeld, Alemanha). A hipótese de trabalho é que diferentes formas de digitalização levam a diferentes dados para a fabricação CAD / CAM. Doze modelos de teste foram confeccionados in vitro, divididos em 3 grupos, de acordo com a técnica de confecção dos dados. O grupo 1, com o Escâner intra-oral Lava Chairside, o grupo 2 por meio de impressões com material poliéter e o grupo 3, escaneando o modelo de gesso com o escâner Lava Scan. Todas as restaurações geradas foram sobrepostas e analisadas por um software, a partir de tomografias computadorizadas. Os resultados deste trabalho mostraram diferenças significativas entre os grupos avaliados. Os resultados mais precisos foram obtidos pelo grupo de digitalização direta, intraoral (17 $\pm$ 19  $\mu\text{m}$ ), seguida da impressão digitalizada de poliéter (23 $\pm$ 31  $\mu\text{m}$ ) e digitalização indireta (36 $\pm$ 52

µm). Dentro das limitações deste estudo in vitro, os autores concluíram que a digitalização direta com Lava demonstrou estatisticamente maior precisão de adaptação em relação ao procedimento convencional e digitalização indireta. Esse fato nos mostra que, as impressões diretamente na boca do paciente, não sofrem influência das distorções dos modelos de gesso, como o tempo de espera para confecção do modelo de gesso, condições de transporte dos moldes, relação técnico-dependente, qualidade do gesso, dentre outros.

**Anadioti et al. (2014)** afirmaram que nenhum estudo, até o presente momento, não havia avaliado a influência das técnicas de impressão (CAD) e de fabricação de prótese (CAM), em relação ao ajuste marginal de restaurações de cerâmicas. Portanto, o objetivo deste estudo foi avaliar in vitro, o valor marginal de coroas totalmente cerâmicas feitas de duas técnicas de impressão (digital versus convencional) e dois métodos de fabricação (CAM versus convencional). Um dente foi preparado com as características de um preparo para coroa totalmente cerâmica (denominado de preparo mestre). A partir desse preparo, 30 moldes foram realizados com polyvinylsiloxane (PVS) e trinta modelos em resina confeccionados. Outros trinta modelos de resina foram produzidos a partir de trinta escaneamentos com o sistema Lava Chairside Oral. Esses sessenta modelos, foram divididos em quatro grupos (n=15). Dos trinta primeiros modelos, quinze coroas foram confeccionadas com o emax press (Grupo 1) e as outras quinze com o emax CAD (Grupo 1). Os outros trinta modelos, escaneados com o escâner E4D, também foram confeccionados de duas outras formas, quinze com o emax press (Grupo 3), e quinze com o emax CAD (Grupo 4). Todas as avaliações foram feitas no preparo mestre. O teste estatístico ANOVA foi utilizado (alfa = 0,05). Os resultados revelaram que o gap marginal médio para o grupo 1 ( $0,048\text{mm} \pm 0,009$ ) foi significativamente menor do que os obtidos com os outros três grupos ( $p < 0,0001$ ), embora não tenham sido encontradas diferenças significativas entre todos os grupos outros grupos: grupo 2 ( $0,088\text{ mm} \pm 0,024$ ), 3 ( $0,089\text{ mm} \pm 0,020$ ) e 4 ( $0,084\text{ mm} \pm 0,021$ ). Os resultados revelaram

uma interação significativa entre as técnicas de impressão e os métodos de fabricação da coroa. A combinação do método de impressão PVS e a técnica de emax prensado produziu os valores marginais de adaptação mais precisos.

**Anunmana *et al.* (2014)** realizaram esse estudo com o objetivo de comparar as desadaptações marginais e internas encontradas em coroas unitárias e infraestrutura de zircônia de três elementos. Preparos simulando região de segundo pré-molar e molar foram utilizados. Esses preparos foram escaneados e confeccionado por meio do sistema CAD/CAM LAVA. 10 próteses unitárias e 10 próteses parciais de 3 elementos foram confeccionadas. Todas as desadaptações marginais encontradas, para ambos os grupos, foram inferiores a 120 microns. Entretanto a extensão da prótese alterou os resultados de adaptação marginal. As infraestruturas em zircônia apresentaram piores resultados de adaptação marginal comparado com restaurações unitárias.

**Christensen *et al.* (2014)** realizou um estudo para avaliar os tipos de materiais mais utilizados em restaurações protéticas, entre os anos de 2007 e 2013. O autor relata que, o tipo de material mais popular, são as cerâmicas sem a necessidade da presença de metal. Nesse período de avaliação, entre os anos de 2007 e 2013, cerca de 1 milhão de unidades de coroas e próteses fixas nos Estados Unidos foram registrados nesse estudo (J. Shuck, vice-presidente de vendas e marketing, Glidewell Dental Laboratories, comunicação escrita, 7 de outubro, 2013). Com os dados desse trabalho, os autores relataram que os tipos mais populares de coroas de cerâmica em 2013, conforme registrado pela Glidewell, foram zircônia na forma monolítica, coppings de zircônia e disilicato de lítio (IPS e.max). Outras coroas cerâmicas constituíram apenas uma pequena percentagem do mercado em comparação com os três tipos principais. Em 2007, as reabilitações com cerâmicas puras, representavam apenas 16,9 %, enquanto as coroas com a presença de metal representavam 65,3 %, de todas as restaurações confeccionadas. Em 2013, pode-se observar uma mudança em

relação ao uso dos materiais utilizados. As restaurações cerâmicas puras já representavam mais de 80% das restaurações confeccionadas, nesse período. Segundo o autor, a tendência é cada vez mais as reabilitações serem feitas com cerâmicas sem a necessidade de metal como infraestruturas.

**Fernández et al. (2014)** afirmaram que desconexões entre componentes de implantes com os implantes, tem sido associado com complicações mecânicas, como o desaperto de parafuso e complicações biológicas, como problemas inflamações na região periimplantar. Assim, o objetivo deste trabalho in vitro foi quantificar as rugosidades presentes na superfície de contato dos componentes de implantes fabricados com diferentes processos. Além disso, quantificar as desconexões presentes na interface e determinar se existe alguma correlação entre desconexão e rugosidade. Para isso, nove implantes dentais Hexágono Externo foram associados com três tipos de pilares. Três pilares fresados, três fundidos e três sinterizados, todos em ligas de Co-Cr. A rugosidade na superfície dos pilares foram avaliadas por meio do microscópio de interferometria em duas ampliações, 10X e 100X. As desconexões dos implantes com os pilares foram avaliados por meio do microscópio eletrônico de varredura. Para análise dos dados, o teste estatístico Anova 1-way foi aplicado ( $\alpha=0.05$ ). A correlação de Pearson foi utilizada para avaliar a interação entre desconexão e rugosidade. Os pilares fresados apresentaram a superfície com arestas e desconexões de 29  $\mu\text{m}$ , os pilares sinterizados mostraram uma conexão desfocada, porém funcional com desconexão de 115  $\mu\text{m}$ . Os pilares fundidos apresentaram perda de assimetria axial comparada com a cabeça do implante, e desconexão de 98  $\mu\text{m}$ . Uma forte correlação entre os valores de rugosidade de superfície nas áreas de contato e as desconexões. Assim, os autores concluíram que a forma de confecção dos pilares influencia com a lisura e adaptação. Os pilares fresados se mostraram mais lisos que os fundidos e sinterizados.

**Neves et al. (2014)** afirmam que não tem um consenso em relação a desadaptação marginal que é considerada clinicamente aceitável para coroas de dissilicato de lítio fabricadas com a técnica convencional ou pelos sistemas CAD/CAM. Assim, o objetivo desse estudo foi avaliar por meio de microtomografia computadorizada a adaptação marginal de coroas fabricadas em dissilicato de lítio com diferentes sistemas CAD/CAM (E4D e CEREC) e pela técnica convencional. Para isso, todas as coroas em dissilicato de lítio foram confeccionadas em um mesmo preparo, variando a forma de confecção – Grupo 1 (sistema CEREC), Grupo 2 (sistema E4D) e Grupo 3 da forma convencional de prensagem. Todas as coroas foram fixadas no mesmo preparo e levadas ao MICRO-CT, onde foram obtidas 52 imagens de microtomografia computadorizada. Nessas imagens foram avaliadas desadaptações verticais e horizontais. Os dados foram avaliados pelo teste estatístico 1-way Anova seguido do teste tukey. Os resultados desse trabalho mostraram que a técnica de confecção e escaneamento altera os valores de adaptação marginal. A média dos valores de desadaptação vertical foi de  $39,2 \pm 8,7 \mu\text{m}$  para o Grupo 1,  $66,9 \pm 31,9 \mu\text{m}$  para o Grupo 2, e  $36,8 \pm 13,9 \mu\text{m}$  para o grupo 3. Os grupos 1 e 3 não apresentaram diferença estatística significativa e ambos foram superiores ao grupo 2. A porcentagem de coroas com desadaptação abaixo de  $75 \mu\text{m}$  foi de 83,3% para o grupo 1 e 3 e 65% para o grupo 2. Os autores concluíram que, coroas confeccionadas em dissilicato de lítio utilizando o sistema CEREC e a forma convencional (prensada) exibiram resultados significativamente melhores em relação aos valores de desadaptação vertical quando comparado com o sistema E4D, sem a aplicação de pó opacificador.

**Neves et al. (2014)** realizaram esse estudo in vitro com o objetivo de comparar os ajustes verticais e horizontais de pilares fundidos após a realização dos procedimentos de fundição e soldagem. Para isso, doze implantes hexagonais externos ( $3,75 \times 10 \text{ mm}$ ) e pilares UCLA foram divididos em quatro grupos, de acordo com o fabricante e tipo de pilar utilizado: G1 (UCLA totalmente



de plástico, NEODENT), G2 (UCLA totalmente de plástico, CONEXÃO), G3 (UCLA totalmente de plástico, Biomet 3i) E G4 (UCLA de plástico com base fresada Tilit, NEODENT). Para cada grupo foram produzidas três infraestruturas de 3 elementos, implanto-suportada e parafusada. As mensurações das desadaptações verticais e horizontais foram obtidas com o auxílio da microscopia eletrônica de varredura, após a conclusão da fundição e solda. Para a análise dos dados, o teste estatístico qui-quadrado e o teste de McNeman foi aplicado ( $\alpha = .05$ ). Os valores verticais e horizontais, respectivamente, de todos os grupos após fundição foram: 33,3% e 27,75% (G1); 33,3% e 88,8% (G2); 33,3% e 94,35% (G3); 83,25% e 100% (G4), dos valores considerados clinicamente aceitáveis. Após processo de solda, a porcentagem dos valores aceitáveis foram: 16,6% e 77,7% (G1); 38,55% e 77,7% (G2); 27,75% e 94,35% (G3); 50% e 94,35% (G4). Dentro das limitações deste estudo, pode-se concluir que os pilares pré-fabricados apresentaram valores verticais mais aceitáveis. Os valores de desadaptações horizontais estavam dentro de limites aceitáveis antes e depois do processo de soldagem para a maioria dos grupos. Além disso, o processo de soldagem resultou em um aumento dos valores de desadaptação vertical em todos os grupos.

**Resende et al. (2015)** os autores realizaram esse estudo in vitro com o objetivo de avaliar a influência do indexador protético em implantes cone Morse por meio do teste de microinfiltração bacteriana, em condições estáticas. A hipótese deste estudo foi de que a presença do indexador interno não influenciaria nos resultados de microinfiltração. Trinta implantes cone Morse foram avaliados e divididos em 3 grupos: 10 implantes e 10 pilares sem indexador protético, 10 implantes com indexador protético e 10 pilares sem indexador protético e 10 implantes e pilares com indexador protético. Inicialmente foi realizado um teste piloto para saber qual o volume interno de cada grupo. Os testes foram divididos em duas partes: avaliação bacteriana de dentro para fora do implante, utilizando *Streptococcus sanguinis*, e de fora para

dentro do implante, utilizando *Fusobacterium nucleatum*. Nove amostras de cada grupo da primeira metodologia não mostraram contaminação bacteriana. Nenhuma amostra apresentou contaminação bacteriana na segunda metodologia. A presença do indexador protético não influenciou na microinfiltração bacteriana de implantes cone Morse em condições estáticas, para ambas as metodologias.

**das Neves et al. (2015)** realizaram esse trabalho para avaliar a influência de diferentes métodos de aquisição de imagem. O objetivo desse trabalho in vitro foi avaliar o ajuste marginal de coroas fabricadas usando um sistema CAD / CAM (computer-aided design / computer-aided manufacturing) por meio de microtomografia computada, com diferentes métodos de aquisição de modelos virtuais. Todas as coroas foram fabricadas a partir de um molde do mesmo preparo, neste caso, preparo de um pré-molar humano. Foram utilizados quatro métodos de aquisição de modelos virtuais: Grupo 1 (controle), impressão digital de uma tipodont; Grupo 2, impressão digital de um tipodont com a presença de pó opacificador; Grupo 3, impressão digital de uma impressão regular e o Grupo 4, impressão digital de um modelo mestre. Diferenças estatisticamente significativas foram encontradas entre o gap marginal do Grupo 2 e os demais grupos ( $P < 0,05$ ). Não foram encontradas diferenças entre os grupos 1, 3 e 4. Os resultados mostraram que as coroas fabricadas usando o sistema CAD/CAM chairside exibiram um desajuste vertical significativamente menor quando uma fina camada de pó foi aplicada sobre a tipodont antes da impressão digital.

**França et al. (2015)** relatam que até o momento, pouca informação está disponível sobre a precisão de adaptação da interface infraestrutura/implante confeccionadas pelos sistemas CAM/CAM em zircônia e cobalto-cromo. O objetivo desse trabalho foi comparar a precisão de ajuste das

infraestruturas confeccionadas em zircônia e cobalto-cromo fabricadas com o sistema CAD/CAM e de infraestruturas cobalto-cromo confeccionadas da forma convencional. As dezesseis infraestruturas confeccionadas foram divididas em quatro grupos (n=4) contendo 3 elementos, implanto-suportadas e aparafusada. Oito infraestruturas foram fabricadas com o sistema CAD / CAM: 4 em zircônia e 4 em cobalto-cromo. As outros 8, foram fundidas em cobalto-cromo da forma convencional, quatro com pilares pré-fabricados e quatro com pilares fundidos. Todas as análises de desadaptação foram realizadas em um modelo mestre, por meio do microscópio eletrônico de varredura quando apenas um parafuso foi apertado (Scheffiled) e quando todos os parafusos foram apertados. Os dados foram analisados com os testes de Kruskal-Wallis e Mann-Whitney ( $\alpha = 0,05$ ). Os valores médios de desadaptação vertical, quando todos os parafusos apertados, foram de  $5,9 \pm 3,6 \mu\text{m}$  para zircônia e  $1,2 \pm 2,2 \mu\text{m}$  para cobalto-cromo fabricadas com o sistema CAD/CAM,  $11,8 \pm 9,8 \mu\text{m}$  para cobalto-cromo convencionalmente fabricadas com pilares pré-fabricados e  $12,9 \pm 11,0 \text{ mm}$  para os convencionalmente fabricados com pilares fundidos. O teste de Mann-Whitney encontrou diferenças significativas ( $P < 0,05$ ) entre todas as estruturas, exceto entre as estruturas convencionalmente fabricadas ( $P = 0,619$ ). Não foram encontradas diferenças significativas entre os grupos, para as medidas de adaptação passiva ( $P > 0,05$ ). Quando todos os parafusos foram apertados, as estruturas de CAD/CAM apresentaram uma precisão melhor em comparação com as estruturas convencionalmente fabricadas. Para as duas técnicas avaliadas foram obtidos altos níveis de passividade. Assim, os autores afirmam que infraestruturas confeccionadas pelo sistema CAD/CAM em zircônia e infraestruturas confeccionadas em cobalto-cromo da forma convencional e pelo sistema CAD/CAM, podem ser uma alternativa para a confecção de infraestruturas de 3 elementos, implanto-suportada e aparafusadas.

**Kocaağaoğlu et al. (2017)** afirmaram que aceitáveis adaptações marginais, axiais e oclusais são fatores essenciais que podem garantir uma boa

longevidade das restaurações. O objetivo deste estudo in vitro foi comparar os efeitos dos protocolos de impressão digital sobre a adaptação marginal, axial e oclusal de copings de zircônia. Para isso, utilizaram-se 30 dentes pré-molares superiores extraídos sem cárie ou defeitos. Os dentes foram preparados para coroas de zircônia e divididos aleatoriamente em 3 grupos. Os copings de zircônia foram projetados com uma espessura de 0,5 mm e 30 mm de espaço interno iniciando a partir de 1 mm da margem do preparo. Eles foram produzidos utilizando-se um protocolo computer-aided design/computer-aided manufacture (CAD-CAM) com uma impressão convencional (grupo Cn) e dois diferentes protocolos de produção com impressões digitais grupo C (sistema CEREC ) e grupo Tr (escaneado com o escâner trios, 3shape). Os valores médios de discrepância marginal foram 85,6 µm para o grupo Cn, 58,7 µm para o grupo C e 47,7 µm para o grupo Tr. Diferenças significativas foram encontradas entre os protocolos de produção nas discrepâncias marginal, axial e oclusal ( $P < 0,05$ ). Os copings fabricadas com o auxílio de impressões digitais apresentaram discrepâncias marginais significativamente menores do que as do grupo Cn ( $P < 0,05$ ). O grupo Tr apresentou a menor discrepância marginal, enquanto que os grupos Cn e C demonstraram adaptações axiais semelhantes ( $P > 0,05$ ), e o grupo Tr revelou a menor discrepância axial ( $P < 0,05$ ). Com relação à avaliação da discrepância oclusal, o grupo Tr apresentou a menor discrepância. No entanto, não foram encontradas diferenças significativas entre os grupos C e Cn ( $P > 0,05$ ). Assim, os copings produzidos com o auxílio de sistemas de impressão digitais apresentaram melhor adaptação marginal e oclusal do que os copings produzidos com o auxílio de impressão convencional. O protocolo de produção de zircônia com o auxílio da impressão digital parece ser uma alternativa ao protocolo de produção com o auxílio da impressão convencional. O uso de sistemas de impressão digitais está agora generalizado na produção de restaurações de zircônia devido à sua alta taxa de sucesso na prestação de adaptação restauração.

### **3. Proposição**

A proposição deste trabalho foi avaliar a adaptação marginal da interface protética entre pilares e infraestruturas em zircônia confeccionadas por dois diferentes sistemas de CAD (escâner e software) e fresadas em uma mesma fresadora. As desadaptações verticais e horizontais foram mensuradas a partir de imagens obtidas no MEV. A hipótese nula foi que o uso de diferentes escâneres/software não irá influenciar na adaptação marginal das infraestruturas em zircônia.

#### **4. Material e métodos**

Dez infraestruturas em zircônia aparafusadas, implanto-suportadas, foram confeccionadas a partir de escaneamentos dos modelos de trabalho, previamente confeccionados (ver próximo item). Essas infraestruturas foram divididas em dois grupos: cinco foram obtidas por meio do escaneamento com o escâner 7series Dental Wings e cinco com o escâner Ceramill map 400 e todas materializadas pela mesma fresadora (Ultrasonic 20linear, DMG mori, Inglaterra). As desadaptações verticais e horizontais da interface protética foram mensuradas por meio de imagens do MEV. A mesial e distal de todos os implantes foram analisadas e mensuradas, resultando em trinta medidas por grupo (n=30). As medidas foram obtidas em duas situações, a primeira quando um parafuso central está posicionado e a segunda com todos os parafusos apertados.

##### **4.1 Confeção dos modelos de trabalho**

Uma base em alumínio foi confeccionada e nela foram instalados três implantes Hexágono Externo 3,75 x 13 mm (Titamax, Neodent, Curitiba, Brasil) alinhados, simulando uma situação clínica. Este modelo foi denominado modelo boca (figura 1).





Figura 1 – Modelos Boca com três implantes Hexágono Externo alinhados instalados em uma base de alumínio.

Nos implantes fixados no modelo boca, foram instalados três mini pilares retos (4.1 x 1 mm; Neodent, Curitiba, Brasil) e aplicado torque de 32 N.cm (figura 2A e 2B), seguindo a orientação do fabricante.

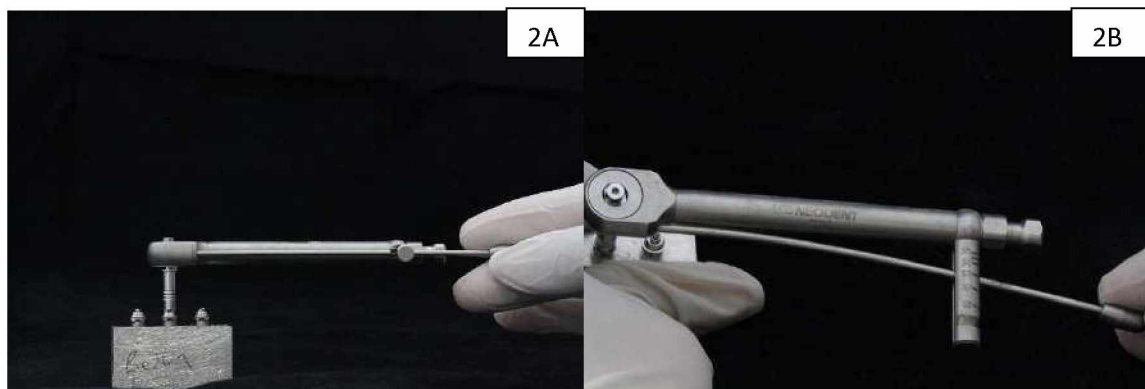


Figura 2 – Instalação de três mini pilares nos implantes instalados no modelo boca. Figura 2A – Instalação dos mini pilares com o auxílio da chave protética. Figura 2B - Torque de 32 N.cm com o auxílio do torquímetro.

Para a realização da moldagem de transferência, Transfer do mini pilar cônico de moldeira aberta (Neodent, Curitiba, Brasil) foram instalados, com torque de 10N.cm, e esplintados com hastes metálicas e resina acrílica vermelha autopolimerizável (Pattern, Resin LS kit, GC) (figura 3).



Figura 3 – Transferes do mini pilar cônico de moldeira aberta instalados sobre os mini pilares com toque de 10 N.cm. Tranferes unidos com o auxílio de hastes metálicas e resina acrílica vermelha autopolimerizável.

O conjunto obtido com os transferes do mini pilares cônicos esplintados foram fixados em uma caixa para aparelho móvel ortodôntico transformada em uma duplicadora de prótese (figura 4).



Figura 4 – Os transferes de mini pilar cônico esplintados foram fixados na duplicadora de prótese. O modelo boca foi aparafusado com o torque de 10 N.cm para permitir a réplica deste. A foto acima mostra o modelo boca parafusado aos transferes.

A mesma foi preenchida com silicone de condensação (Zetalabor c-silicone lab putty, Zhermack), para permitir a moldagem de transferência dos implantes presentes no modelo boca, simulando uma moldagem clínica. O modelo boca foi removido e três análogos de mini pilares foram instalados nos transferes fixados na duplicadora de prótese (figura 5A e 5 B), com torque de 10 N.cm. Esse processo foi repetido por 10 vezes e 10 modelos foram confeccionados em gesso especial tipo IV (Elite rock, Zhermack). Essa etapa simulou o procedimento clínico convencional de obtenção de modelos pelo protocolo técnico da moldeira aberta.

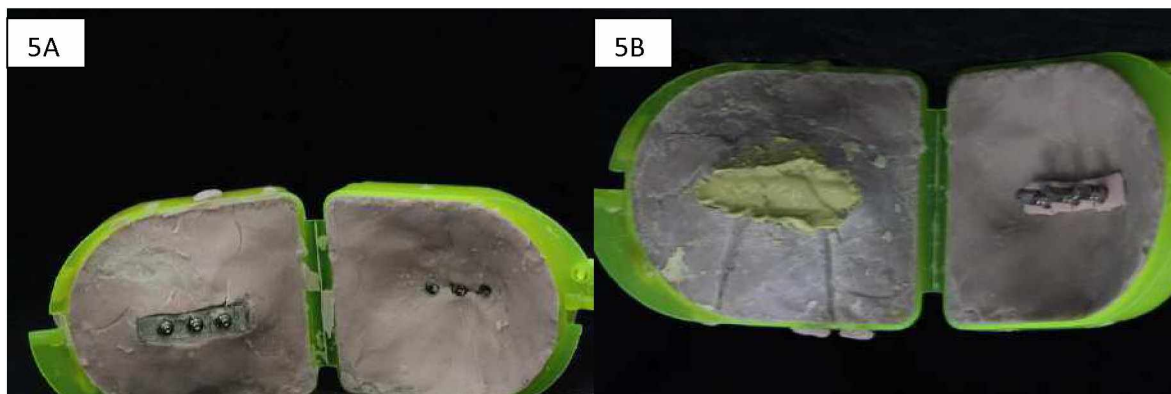


Figura 5 – Duplicadora de prótese preenchida com silicone de condensação para permitir a moldagem de transferência dos implantes presentes no modelo boca. Figura 5A – Modelo boca preso pelo material de moldagem após remoção do torque dos parafusos dos transferes e abertura da duplicadora. Figura 5B – Análogos de mini pilares foram instalados nos transferentes, com torque de 10N.cm, e gesso especial foi inserido na região onde estava o modelo boca. Após fechar a duplicadora, os análogos ficam presos no gesso. Esperado o tempo de presa do material, o torque é removido e o modelo de gesso, réplica do modelo boca, está pronto. É possível visualizar a presença de duas canaletas realizadas no material de moldagem nesta imagem. Essas canaletas atuam como áreas de escape para o gesso em excesso que extravasa após o fechamento da duplicadora de prótese.

Três cilindros de provisórios em titânio foram utilizados para a confecção de um enceramento sobre os implantes, no modelo boca. Os cilindros foram cortados em altura e receberam retenções por meio de disco de carborundum (American Burrs, Porto Alegre, Brasil). Os cilindros provisórios

foram envolvidos com resina acrílica vermelha autopolimerizável (Pattern, Resin LS kit, GC), instalados nos mini pilares – modelo boca, com torque de 10 N.cm, e confeccionado o enceramento de três dentes - simulando região do 1º pré-molar, 2º pré-molar e 1º molar (figura 6). O enceramento foi utilizado como referência, em ambos os grupos, para padronizar as dimensões de todas as infraestruturas que seriam confeccionadas posteriormente.

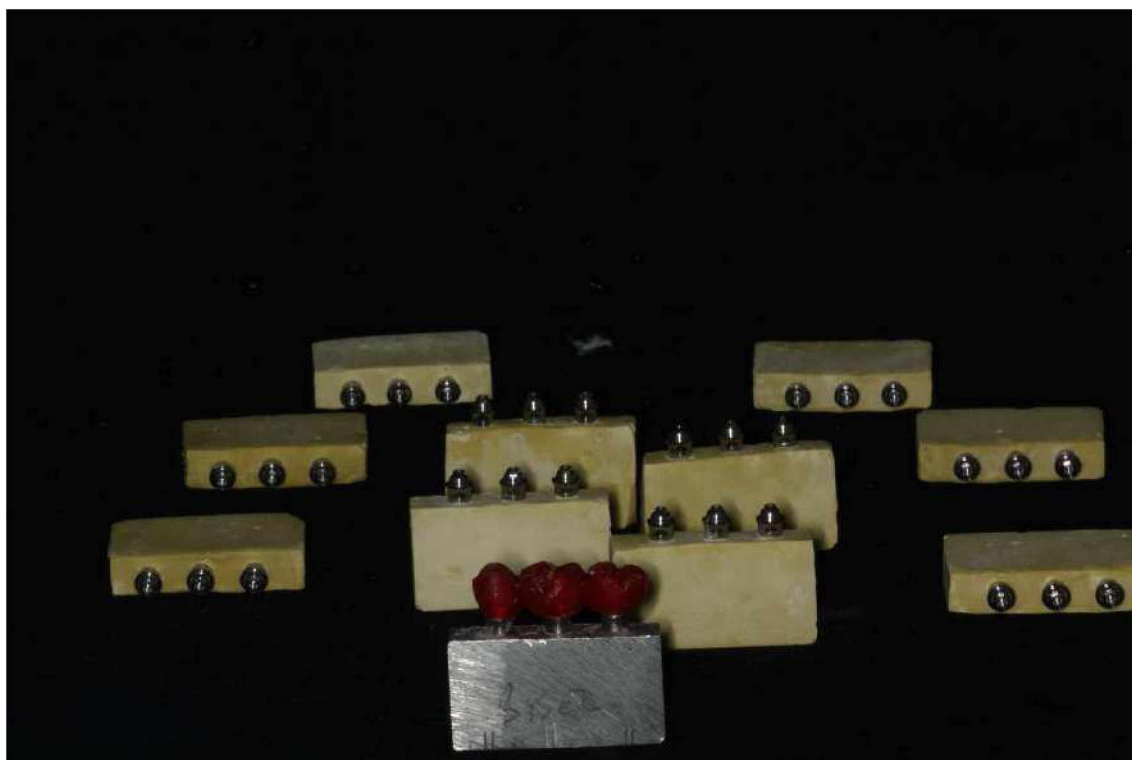


Figura 6 – Esta figura mostra o formato do enceramento realizado sobre o modelo boca e as dez réplicas deste, em gesso especial confeccionadas a partir da duplicadora de prótese.



## 4.2 GRUPOS AVALIADOS

As amostras foram enviadas à central de usinagem (Neodent - Straumann Group / Sede Industrial Curitiba; Av. Juscelino K. de Oliveira, 3291) e os 10 modelos em gesso foram divididos aleatoriamente em dois grupos (n=5). Cinco modelos foram destinados ao CAD Dental Wings - 7series, Dental Wings Open Software (figura 7A), os outros cinco modelos destinados ao CAD Ceramill map400 – CERAMILL Mind, Amann Girrbach (figura 7B). As próteses geradas nos respectivos softwares (ver próximo item) foram enviadas digitalmente para serem materializadas a partir de uma fresadora (CAM). Todas as infraestruturas foram fresadas com a mesma marca comercial de zircônia (Neodent Digital) e a mesma fresadora industrial (Neodent Digital, Ultrasonic 20 linear, DMG MORI, United Kingdom).



Figura 7 – Escâneres utilizados para o escaneamento de todas as amostras. Figura 7A – escâner 7series Dental Wings. Figura 7B – escâner Ceramill map400.

#### **4.3 MOLDAGEM E OBTENÇÃO DAS INFRAESTRUTURAS DIGITAIS**

Para a moldagem digital, corpos de escaneamento específicos para cada sistema, e que têm um correspondente virtual nos dois softwares utilizados, foram instalados sobre as réplicas de mini pilares nos modelos de gesso. O referido modelo era preso a uma base que por sua vez era posicionada em um compartimento no interior do escâner, onde ocorre o escaneamento propriamente dito. Este primeiro escaneamento oferece ao operador do software a imagem digital em 3D do modelo de trabalho, semelhante ao que o técnico de prótese dentária tem no laboratório convencional. Isso é possível graças a sobreposição da imagem do corpo de escaneamento presente no software sobre o mesmo escaneado. A imagem do corpo de escaneamento digital, após

definição da base (neste caso mini pilares 4.1 mm), permite ao software reconhecer o posicionamento tridimensional dos referidos mini pilares/implantes no modelo digital (figuras 8 e 9).

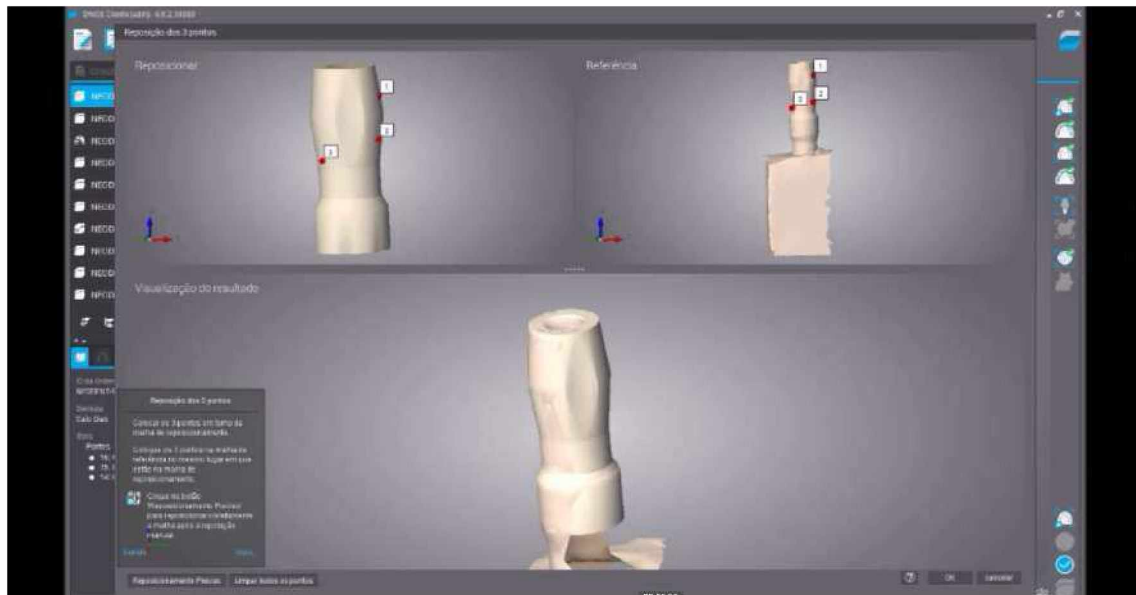


Figura 8 – Na figura acima é possível visualizar os corpos de escaneamentos virtuais, no interior do software. Na parte superior da imagem, têm dois corpos de escaneamentos. Do lado esquerdo um corpo de escaneamento que está presente no interior do software e do lado direito, o corpo de escaneamento que foi escaneado no modelo de gesso. Nesse momento, o operador marca em vermelho três pontos, que estão em destaque. Esses pontos permitem ao software sobrepor as duas imagens dos corpos de escaneamento (representada pelo corpo de escaneamento na parte inferior da imagem). Essa sobreposição de imagem, permite ao software identificar o posicionamento virtual 3D dos mini pilares/implantes.

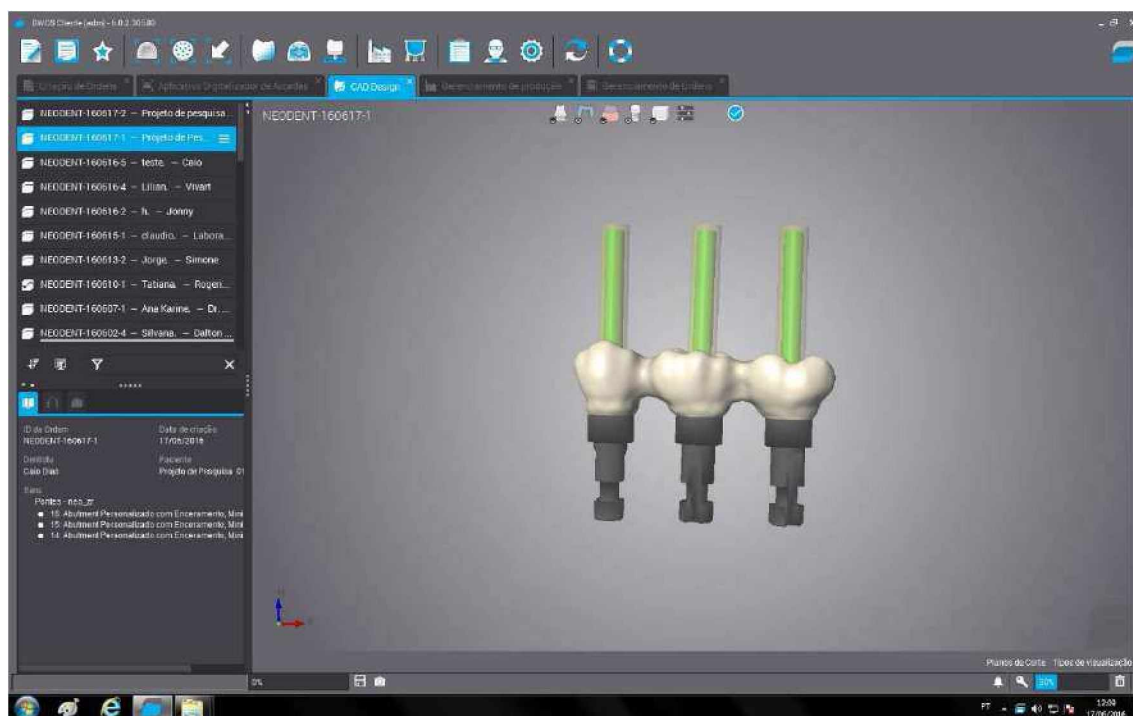


Figura 9 – Na imagem acima é possível visualizar o posicionamento dos implantes e infraestruturas virtuais. Em verde, está representado a abertura do parafuso protético.

O modelo de gesso ainda preso a base, foi removido do interior do escâner e os corpos de escaneamento desapertados e também removidos. O enceramento, realizado previamente sobre o modelo boca, foi parafusado no modelo, e novamente levado para o interior do escâner, para um segundo escaneamento, em ambos os sistemas de CAD de todos os modelos. Neste segundo escaneamento, foi necessária aplicação de um pó para opacificar, no referido enceramento. O objetivo desse escaneamento foi padronizar o formato de todas as infraestruturas digitalmente obtidas, e por consequência as mesmas

materializadas. Daí ser imprescindível que o modelo não fosse removido da base até o segundo escaneamento, para evitar alterações e facilitar a sobreposição das imagens.

O software de cada um dos dois sistemas permite ajustar determinados parâmetros, como o tipo de prótese que será confeccionado, nesse caso infraestruturas protéticas parafusadas; o pilar protético utilizado, neste caso o mini pilar e o formato das infraestruturas, neste caso o mesmo do encerramento. Permite ainda definir: espaço de adaptação interna, eixo de inserção e margem de adaptação cervical sobre pilares protéticos (nestes parâmetros respeitou-se os normalmente utilizados pelos técnicos do sistema Neodent Digital).

Após determinados os parâmetros, as infraestruturas digitais foram geradas – projetos de infraestruturas geradas para cada um dos cinco modelos de cada grupo. Os arquivos foram salvos em formato .stl (Stereolithography format) (figura 10) e enviados ao centro de usinagem (CAM) por meio de rede digital (internet).

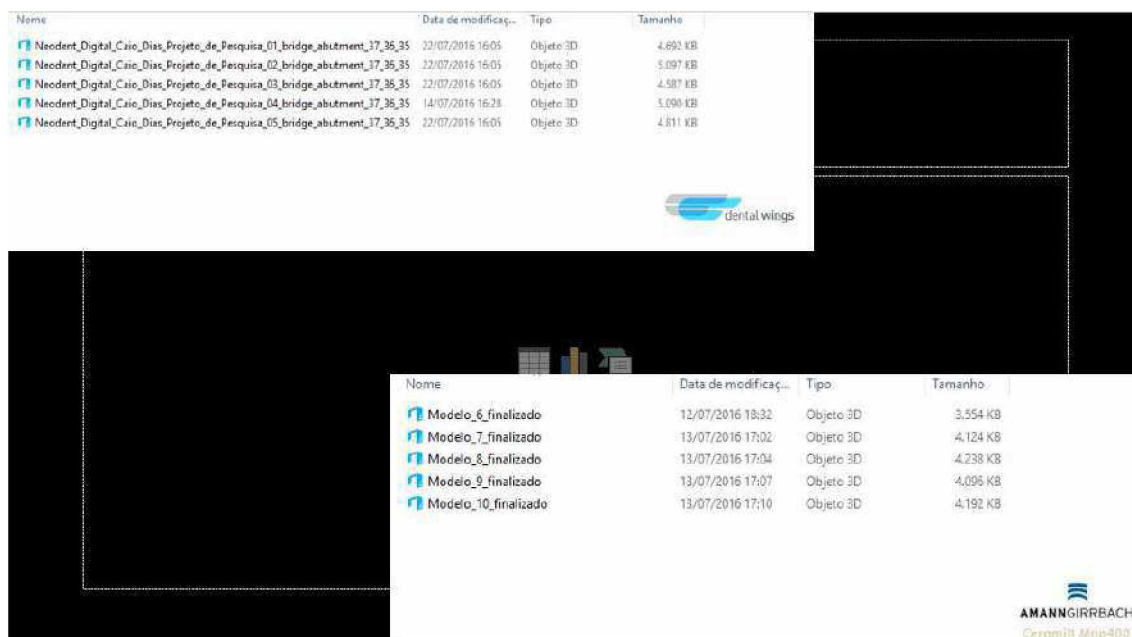


Figura 10 – A imagem acima mostra os arquivos em formato .stl, de ambos os escâneres. Assim, é possível enviar esses arquivos para o centro de usinagem para a confecção das infraestruturas.

#### 4.4 CONFEÇÃO DAS INFRAESTRUTURAS EM ZIRCÔNIA

Os arquivos em formato .stl foram abertos no software Powermill CAM (Deca, Autodesk inc), próprio da fresadora (Neodent digital, Ultrasonic 20linear, DMG MORI, Inglaterra) (figura 11), utilizada para a fresagem de todas as infraestruturas em zircônia.

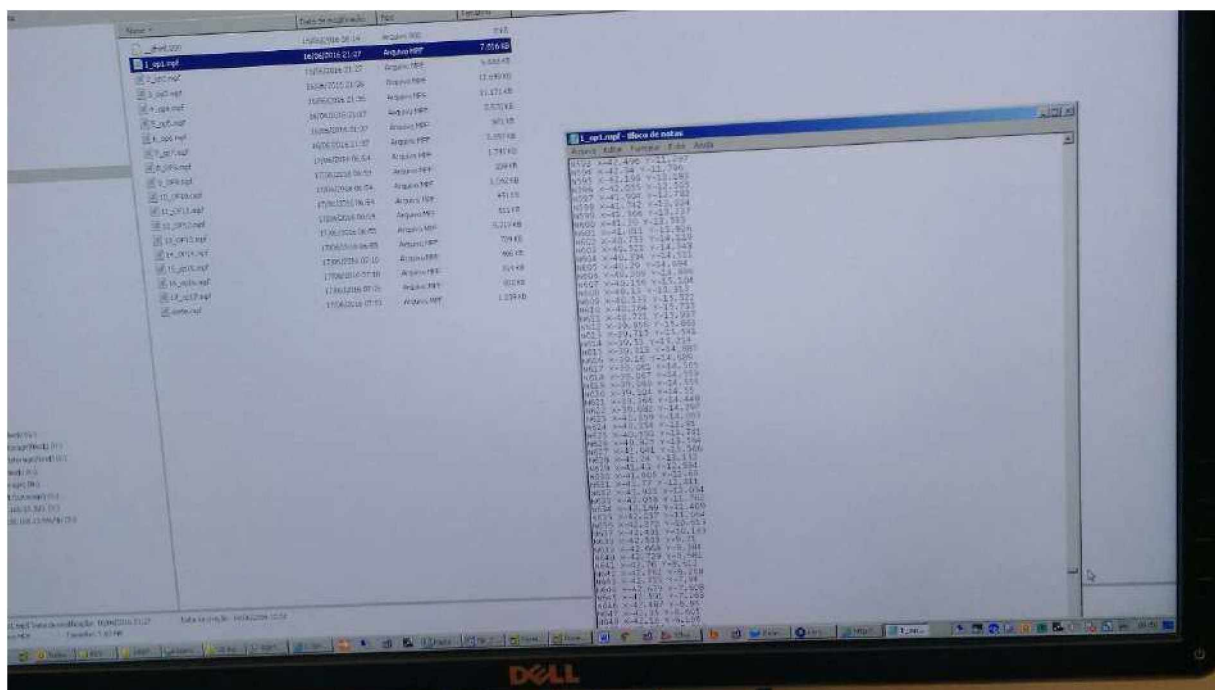


Figura 11 – Arquivos salvos em formato .cnc no software Powermill CAM. Esse software foi desenvolvido pela empresa Autodesk, e é específico desta fresadora.

Nesse momento, outros parâmetros relacionados com a fresagem podem ser modificados pelo operador, como o tempo de confecção das infraestruturas, tipo e formato de brocas e o material utilizado (para isto respeitou-se os parâmetros utilizados pelos técnicos do sistema Neodent Digital). Esses arquivos foram salvos em formato .cnc (computer numeric-controlled) e enviados para a fresadora Ultrasonic 20 linear, que possui 5 eixos. (figura 12). Desta forma, dez infraestruturas de zircônia pré-sinterizadas (cinco para cada sistema CAD) foram obtidas.





Figura 12 – Fresadora industrial Ultrasonic 20 linear utilizada para a confecção de todas as infraestruturas em zircônia desse presente trabalho.

As referidas infraestruturas de zircônia pré-sinterizadas foram submetidas ao processo de sinterização e secagem sem passar por qualquer processo de acabamento para ambos os grupos (figura 13).

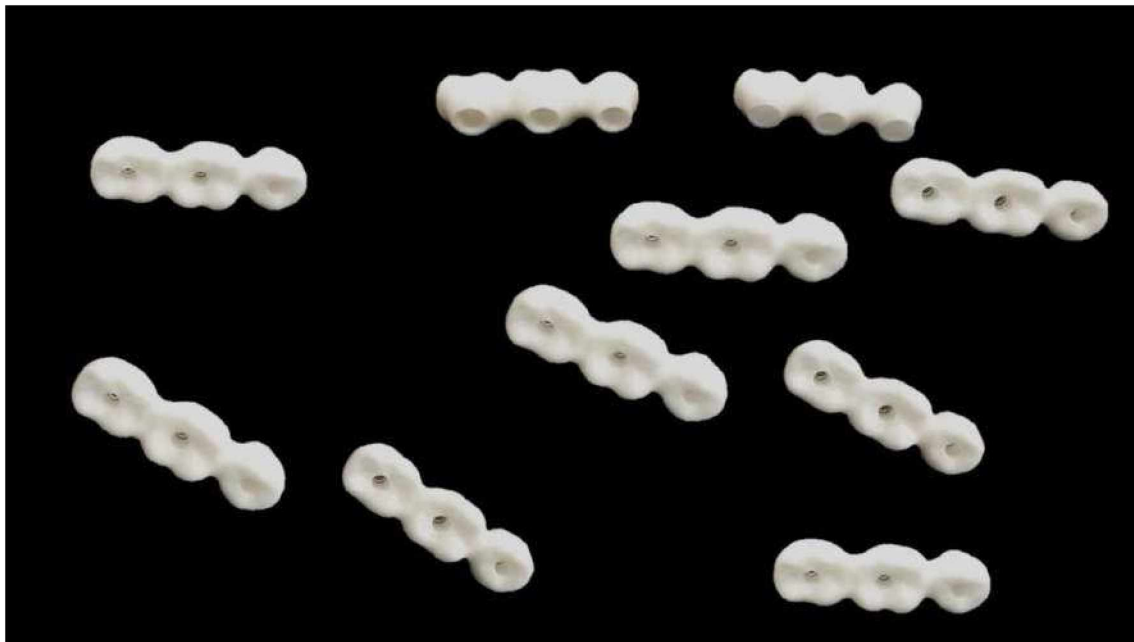


Figura 13 – A figura ilustra as dez infraestruturas em zircônia confeccionadas. É possível visualizar que todas apresentam o mesmo formato e dimensões.

#### **4.5 ANÁLISE DA ADAPTAÇÃO MARGINAL**

No laboratório de Engenharia química da Universidade Federal de Uberlândia, foi realizado a Microscopia eletrônica de Varredura (MEV). Essa metodologia laboratorial foi utilizada para realizar as mensurações de desadaptações verticais e horizontais na interface protética (I/P). Todas as imagens foram padronizadas em uma magnificação de 400x pelo microscópio Hitachi TM 3000 (Hitachi, Ltd. Japan) (figura 14). O MEV foi padronizado em uma voltagem de aceleração de 20KV, WD = 25 mm e tamanho do ponto variando de

25pA até 100pA. Todas as infraestruturas foram posicionadas no modelo boca e levadas ao compartimento interno do MEV para obtenção de imagens em duas situações.



Figura 14 – A imagem acima mostra o microscópio eletrônico de varredura Hitachi TM 3000 (Hitachi, Ltd. Japan) utilizado nesse trabalho. Todas as imagens para mensurar as desadaptações foram realizadas nele.

A primeira situação representa um teste para avaliar a adaptação passiva das infraestruturas. Para isto, em infraestruturas de 3 elementos, recomenda-se rosquear apenas o parafuso central, o suficiente para estabilizar a prótese em posição – sem aperto exagerado, e sem movimentação (Neves et al. 2016).

A segunda situação representa as infraestruturas instaladas definitivamente em boca, com todos os parafusos apertados. Para isto, procedeu-se com a instalação das próteses conforme orientação técnica, ou seja, os parafusos foram apertados manualmente de maneira intercalada até que no final receberam o torque recomendado pelo fabricante, 32 N.cm.

Para assegurar a correta inclinação, todas as infraestruturas foram posicionadas no interior do MEV sobre um dispositivo que permite padronizar a angulação e inclinação (figura 15).



Figura 15 – A figura acima mostra o dispositivo utilizado para padronizar a inclinação de todas as infraestruturas no interior do MEV.

A imagem gerada, ampliação de 400x, permitia medir as regiões mesiais e distais de cada um dos três pilares, resultando em seis medidas para cada amostra, conseqüentemente 30 medidas por grupo ( $n=30$ ). Ressalta-se que os modelos eram numerados de um a cinco e ao serem posicionados no compartimento interno do MEV, a vestibular era sempre voltada para cima, assim para as duas situações, a sequência das regiões medidas eram as mesmas. As interfaces protéticas eram analisadas no sentido vertical e horizontal, desta forma 30 valores de desadaptação vertical e 30 horizontais para cada grupo, em cada situação.

Considerou-se desadaptação vertical, o espaço entre a região final da infraestrutura e o início do componente protético/mini pilar. Para desadaptações



horizontais, considerou-se três possibilidades: quando o diâmetro da base da infraestrutura está além do pilar (valores negativos), denominado de sobre extensão, quando o diâmetro do pilar está além da base da infraestrutura (valores positivos), definido como sub extensão, e quando a base da infraestrutura e o pilar estão alinhados (zero) - figuras 16 e 17 (Neves, 2014).

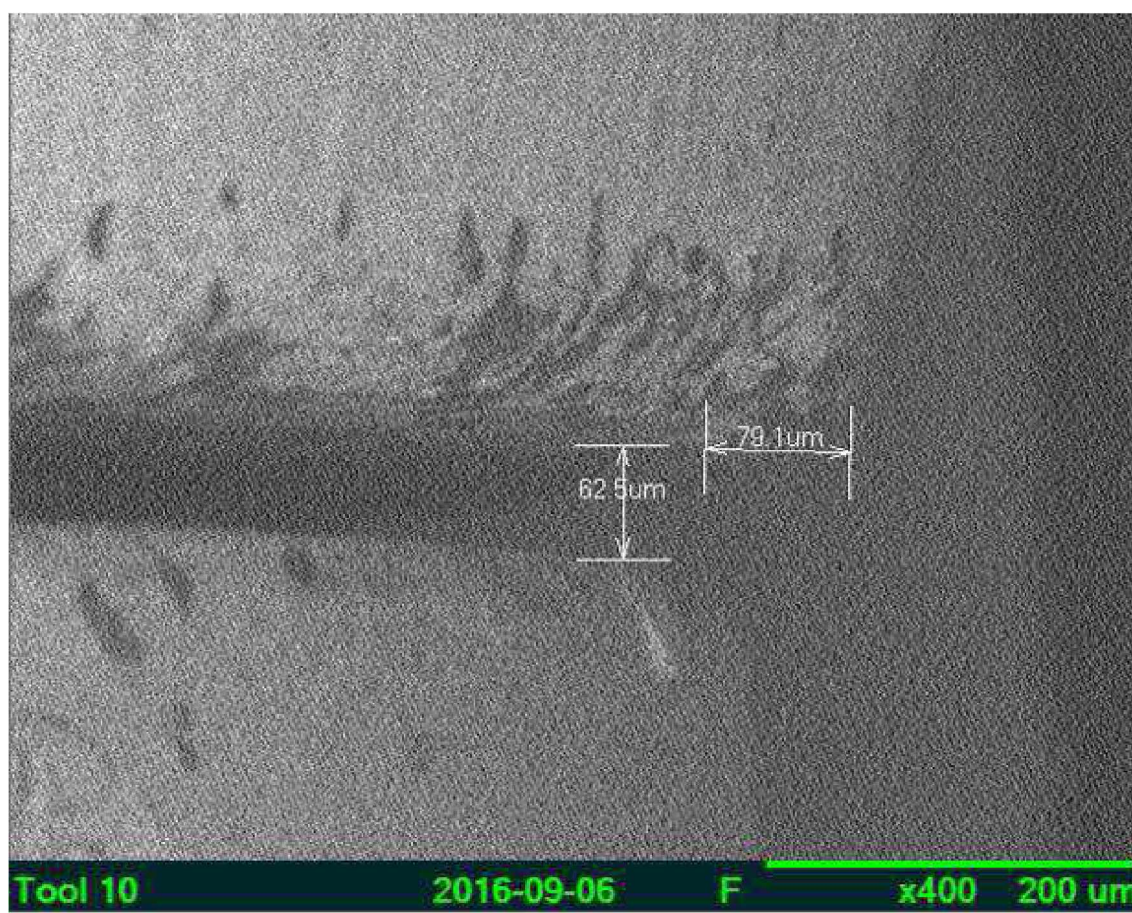


Figura 16 – A figura acima representa uma imagem do MEV utilizada para realizar as mensurações de desadaptação marginal da interface protética. Notem que nesta imagem é possível identificar dois tipos de desadaptações: 62,5  $\mu\text{m}$ , representando desadaptação vertical,

e 79,1  $\mu\text{m}$ , representando uma desadaptação horizontal de sobre extensão.

As medidas foram realizadas por 3 examinadores e os resultados avaliados em conjunto. Valores discrepantes inter-examinadores foram re-avaliados.

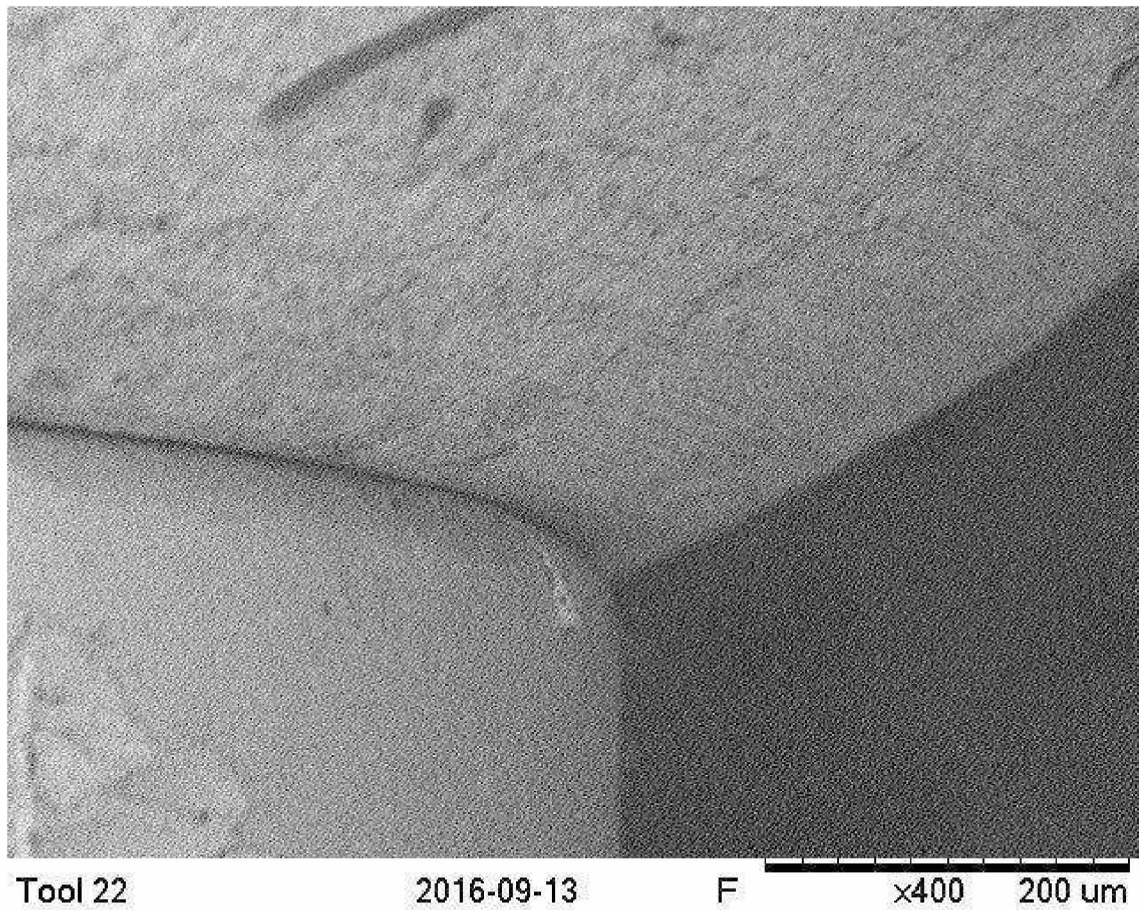


Figura 17 – Imagem do MEV, com magnificação de 400x, permitindo avaliar a região da interface protética. Na imagem podemos ver a ausência de desadaptação vertical e horizontal.

## **5. Análise estatística**

Os valores obtidos para os dois grupos, referente as medidas nas interfaces no sentido vertical para a situação de apenas o parafuso central, foram submetidos à verificação de normalidade e homogeneidade de variância (testes de Levene e Kruskal-Wallis). Os resultados impediram uma estatística paramétrica, assim o teste estatístico U Mann-Whitney foi aplicado ( $\alpha=.05$ ). O software estatístico SigmaPlot (v12.0; Systat Software Inc) foi utilizado para a análise estatística. O mesmo foi realizado para a situação com todos os parafusos apertados, novamente foi necessário a utilização do teste U Mann-Whitney ( $\alpha=.05$ ).

Para uma mais completa observação dos resultados, os mesmos valores obtidos para os dois grupos, referente as medidas nas interfaces no sentido vertical, foram ainda divididos em três grupos: menor que 12  $\mu\text{m}$ , entre 12 e 16  $\mu\text{m}$  e maior que 16  $\mu\text{m}$  (Sartori, 2004).

Os valores obtidos para os dois grupos, referente as medidas nas interfaces no sentido horizontal, foram classificados conforme as três possibilidades descritas: sobre extensão, sub extensão e zero, para ambas as situações: um parafuso e todos os parafusos apertados. (Neves, 2014).



## 6. Resultados

Quando apenas o parafuso central foi posicionado, o teste estatístico U Mann-Whitney (tabela 1) não demonstrou diferença estatística significativa em relação aos valores de desadaptações verticais quando comparadas as infraestruturas obtidas por meio dos diferentes sistemas de CAD ( $P=0.246$ ).

Tabela 1: Comparação estatística dos grupos baseadas nos valores de desadaptação vertical ( $\mu\text{m}$ ) quando um parafuso central foi posicionado.

Comparação	p
Dental Wings X Ceramill map 400	0.246*

\*Não existe diferença significativa. (teste U Mann-Whitney).

Os valores de desadaptações verticais, com parafuso central posicionado, mensurados no MEV, separados em: menores que  $12\ \mu\text{m}$ , entre  $12\ \mu\text{m}$  e  $16\ \mu\text{m}$  e maiores que  $16\ \mu\text{m}$ , estão discriminados na tabela 2. Sendo o menor

valor para o sistema Dental Wings igual a zero e o maior 144  $\mu\text{m}$ . Para o sistema Ceramil map 400 o menor valor igual a zero e o maior 63,5  $\mu\text{m}$ .

Tabela 2: Valores de desadaptação vertical ( $\mu\text{m}$ ) com parafuso central posicionado.

Escâneres					
7series Dental Wings			Ceramill map400		
Até 12 $\mu\text{m}$	12-16 $\mu\text{m}$	Maior 16 $\mu\text{m}$	Até 12 $\mu\text{m}$	12-16 $\mu\text{m}$	Maior 16 $\mu\text{m}$
4,98		23,2 $\mu\text{m}$	8,84	14,7	29,1
8,84		144	0		54,8
0		93,7	0		16,7
0		39,1	0		19,6
0		64,5	0		31,3
0		16,9	0		56,7
8,37		25,4	3,9		26,7
0		64,7	0		19,6
0		38,1	0		62,5
9,77		55,7	0		16,6
0		27,4	0		22,5
0		26,1	0		53,7
		39,1	0		63,5
		18,8	7,8		47,9
		34,2	0		
		19,6			
		22,4			
		20			

O gráfico 1 e 2 demonstram os valores de desadaptações horizontais de ambos os grupos. Oito valores de desadaptação horizontal foram encontrados para o escâner 7series Dental Wings, sendo seis valores de sobre extensão e dois valores de sub extensão. Sete valores de desadaptação horizontal foram encontrados para o escâner Ceramill map 400, todos valores de sobre extensão.

Gráfico 1: Valores de desadaptação horizontal ( $\mu\text{m}$ ), quando um parafuso central foi posicionado, do escâner 7series Dental Wings.

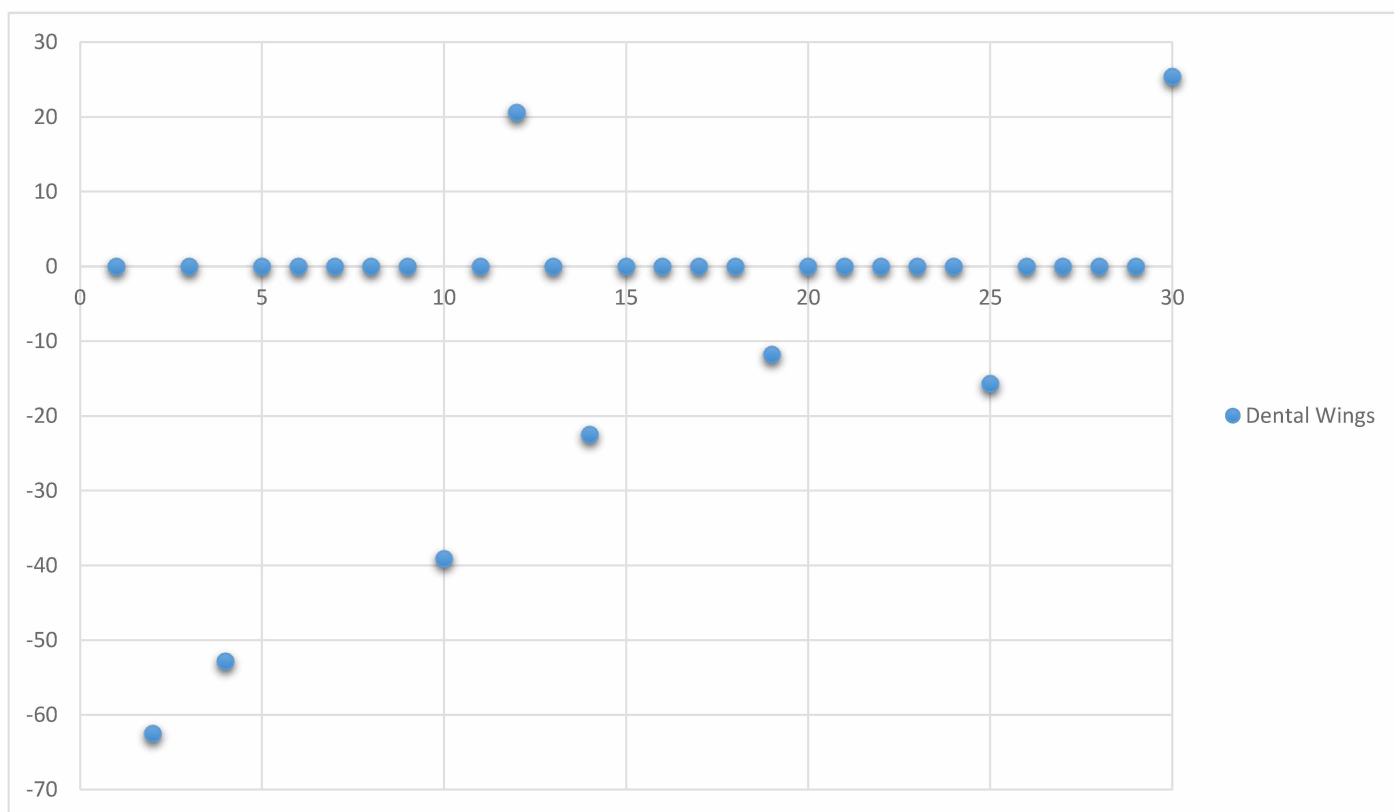
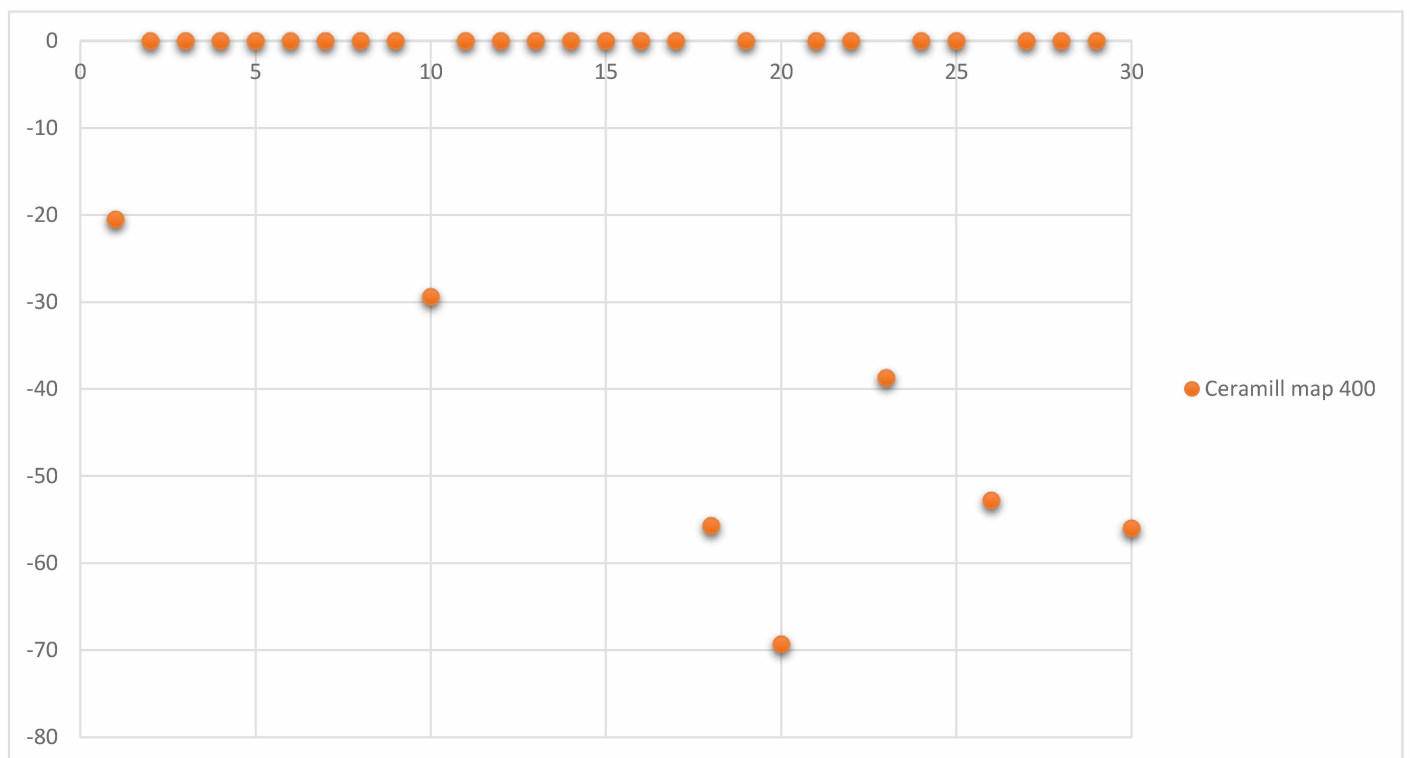
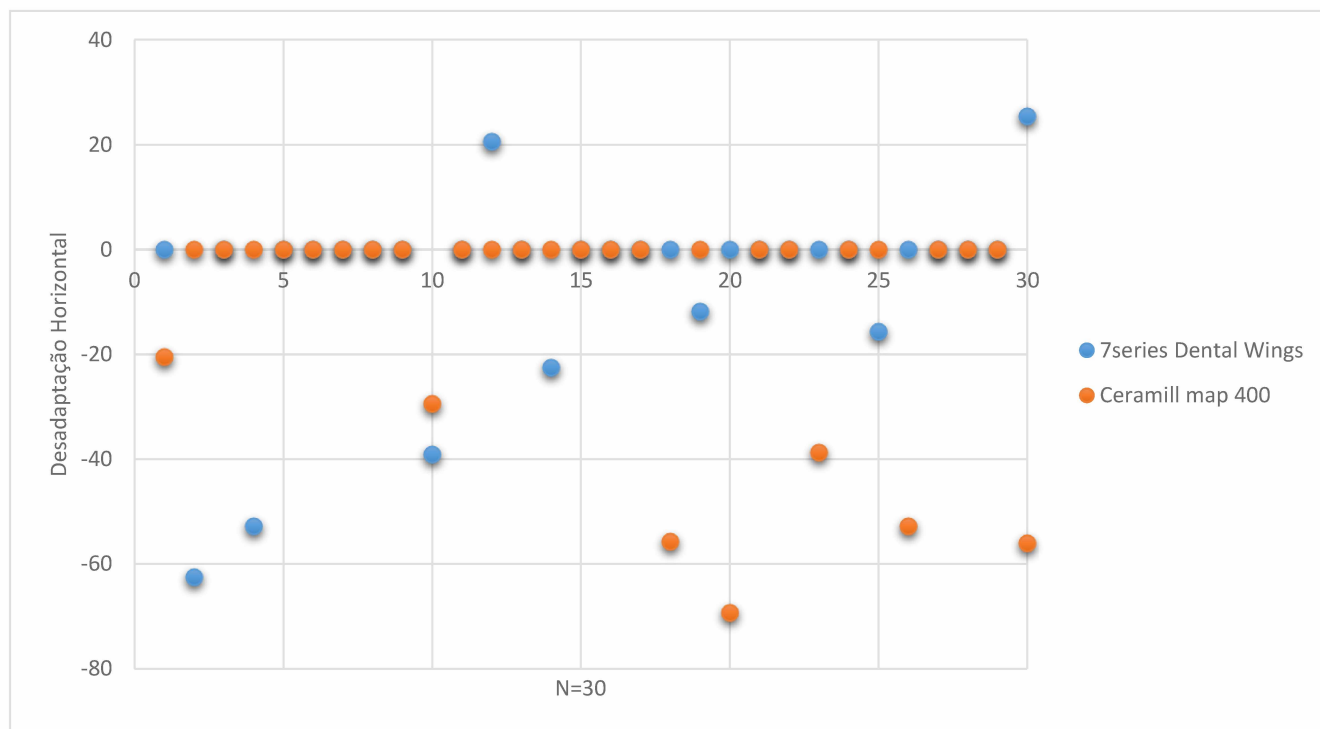


Gráfico 2: Valores de desadaptação horizontal, quando um parafuso central foi posicionado, do escâner Ceramill map400.



O gráfico 3, apenas a título de comparação, mostra os resultados dos dois grupos.

Gráfico 3: Valores de desadaptação horizontal, quando um parafuso central foi posicionado, de ambos os grupos.



Quando todos os parafusos foram apertados, o teste estatístico U Mann-Whitney (tabela 3) demonstrou diferença estatística significativa em relação aos valores de desadaptação vertical, quando comparadas as infraestruturas obtidas por meio dos diferentes sistemas de CAD ( $P < .001$ ). As

infraestruturas obtidas a partir do sistema CAD Dental Wings, apresentaram os menores valores.

Tabela 3: Comparação estatística dos grupos baseadas nos valores de desadaptação vertical ( $\mu\text{m}$ ) quando todos os parafusos estão apertados.

Comparação	p
Dental Wings x Ceramill map 400	<.001*

\*Diferença estatística significante;  $P < .05$  (teste U Mann-Whitney).

Os valores de desadaptações verticais com todos os parafusos apertados, mensurados no MEV, estão discriminados na tabela 4. Apesar da diferença estatística favorável ao Dental Wings, todos os valores (ambos os sistemas) estão abaixo de  $16 \mu\text{m}$ .

Tabela 4: Valores de desadaptação vertical ( $\mu\text{m}$ ) com todos os parafusos apertados.

Escâneres					
7series Dental Wings			Ceramill map400		
Até 12 $\mu\text{m}$	12-16 $\mu\text{m}$	Maior 16 $\mu\text{m}$	Até 12 $\mu\text{m}$	12-16 $\mu\text{m}$	Maior 16 $\mu\text{m}$
0	14,3		9,81	13,7	
11			14,7	13,7	
0			8,05	12,7	
8,05			7,81		
0			9,7		
0			0		
11,9			7,7		
6,84			0		
0			11,7		
0			0		
0			0		
9,81			7,8		
0			11,7		
7,8			0		
0			5,9		
0			10,9		
0			6,84		
0			0		
0			0		
0			11,7		
0			0		
0			10,7		
0			5,86		
0			8,7		

0	6,6
0	10,9
0	5,86
0	
0	

Os gráficos 4 e 5 demonstram os valores de desconfortos horizontais de ambos os grupos. Cinco valores de desconforto horizontal foram encontrados para o escâner 7series Dental Wings, todos valores de sobre extensão. Dezoito valores de desconforto horizontal foram encontrados para o escâner Ceramill map 400, todos valores de sobre extensão. O gráfico 6 apenas a título de comparação mostra os resultados dos dois grupos.



Gráfico 4: Valores de desadaptação horizontal ( $\mu\text{m}$ ), com todos os parafusos apertados, do escâner 7series Dental Wings.

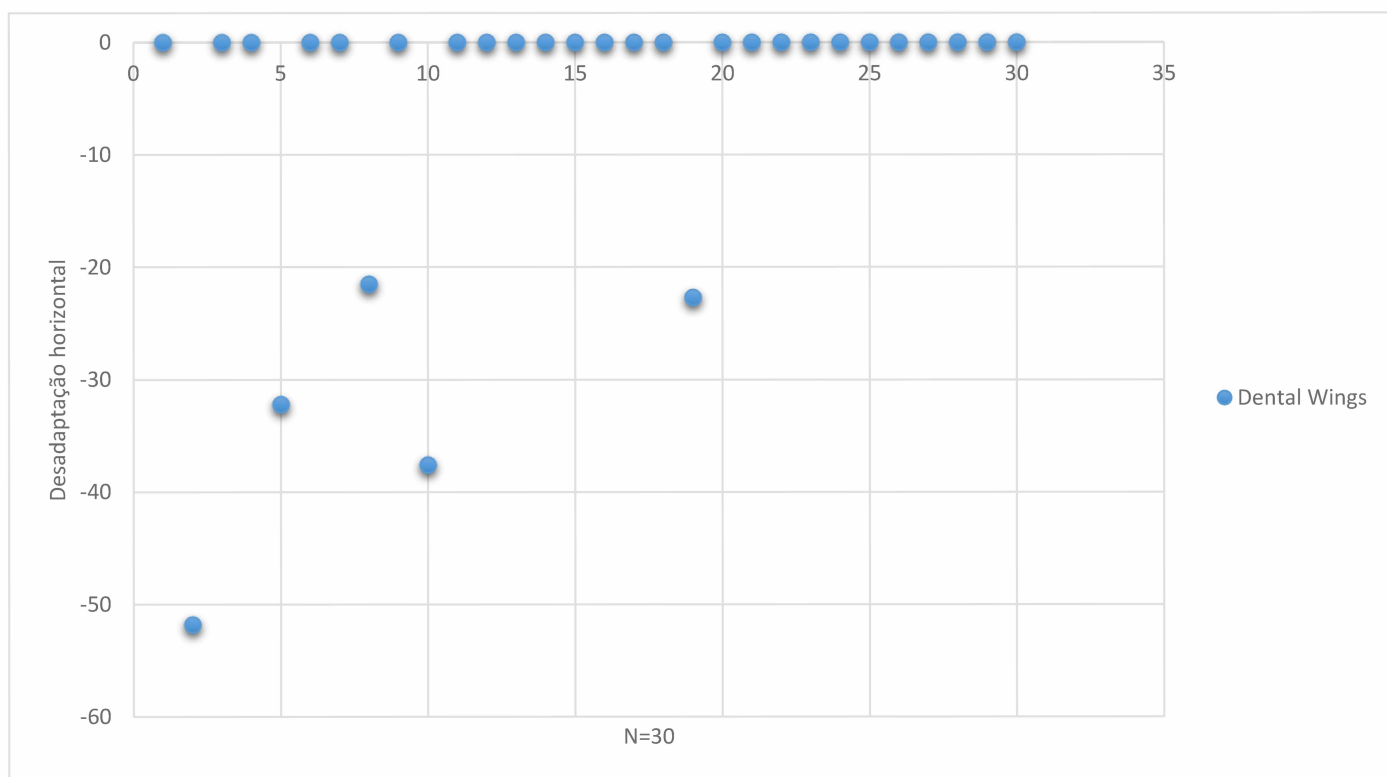
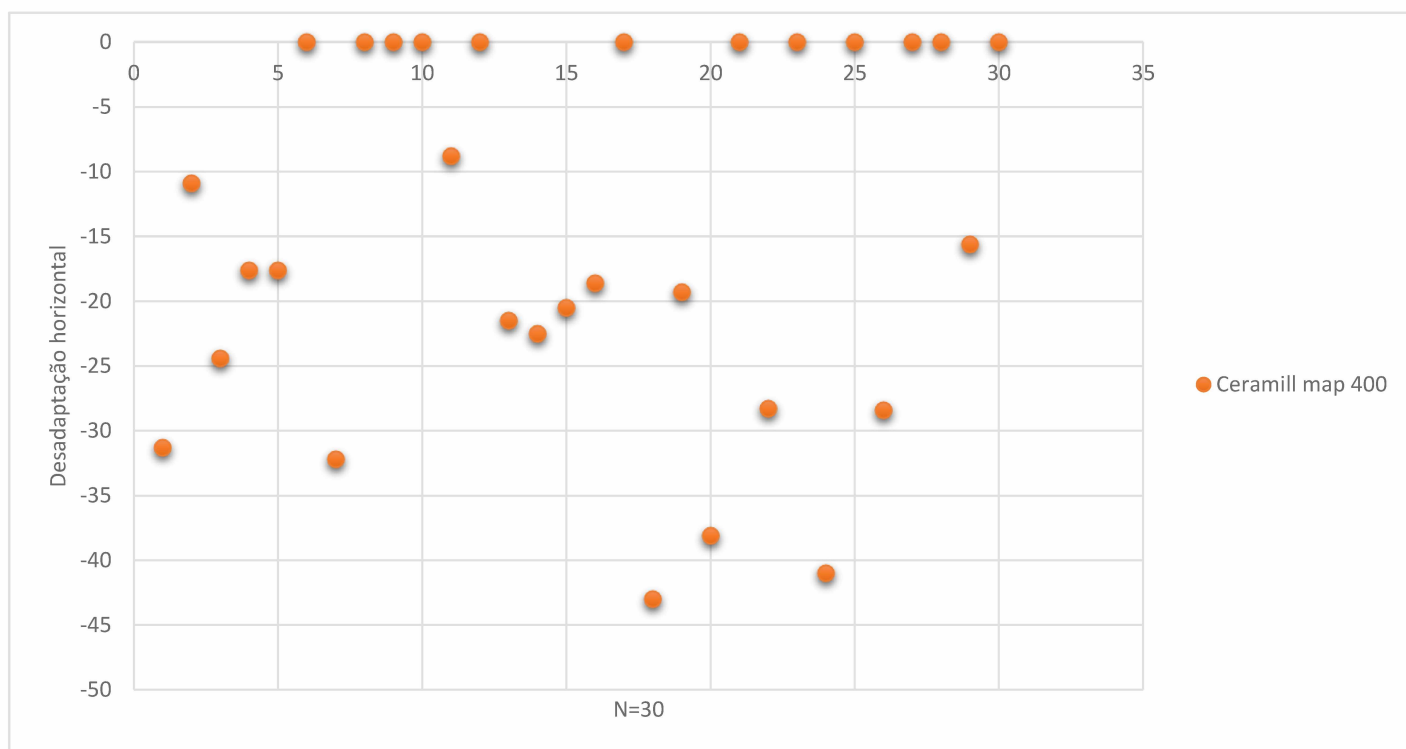
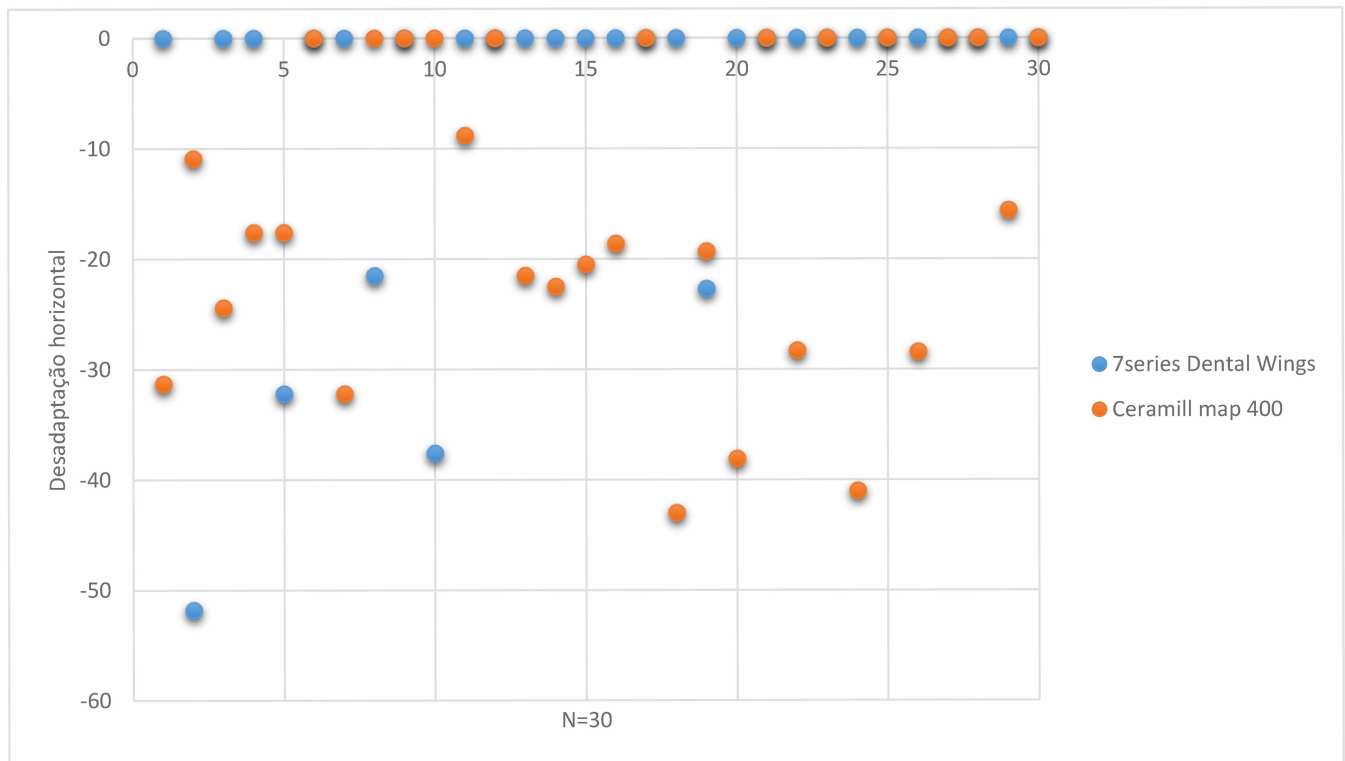


Gráfico 5: Valores de desadaptação horizontal ( $\mu\text{m}$ ), quando um parafuso central foi posicionado, do escâner Ceramill map400.



O gráfico 6, apenas a título de comparação, mostra os resultados de ambos os grupos.

Gráfico 6: Valores de desadaptação horizontal ( $\mu\text{m}$ ) com todos os parafusos estão apertados.



## 7. DISCUSSÃO

A hipótese nula de que o uso de diferentes escâneres/software não irá influenciar na adaptação marginal das infraestruturas em zircônia foi rejeitada. Quando todos os parafusos estão apertados, os resultados deste trabalho demonstraram haver diferença estatisticamente significativa em relação aos valores de desadaptação vertical. Além disso, em relação a desadaptação horizontal, o sistema Ceramill map400 apresentou um maior número de valores diferentes de zero, ou seja, um número maior de desadaptações horizontais. O uso de diferentes escâneres apresentou influência na adaptação marginal das infraestruturas protéticas em zircônia. Embora as infraestruturas geradas por ambos os sistemas obtiveram resultados finais de adaptação compatível com o uso clínico.

Neste estudo, as infraestruturas foram confeccionadas em zircônia. As cerâmicas a base de zircônia permitem realizar reabilitações estéticas, sobre implantes e dentes, sem a necessidade da presença de metal. Devido a esse sistema cerâmico apresentar boas propriedades mecânicas e a maior resistência à fratura dentre as outras cerâmicas comercialmente disponíveis (Kayat & Neves, 2014). As cerâmicas a base de zircônia estão sendo bastante utilizadas para reabilitações protéticas (Christensen, 2014) e tem apresentado boas taxas de sucesso clínicos (Heintze, 2010; Woelber, 2016).

Avaliar desadaptações em próteses implantadas é de extrema importância, uma vez que, desadaptações na interface protética podem causar problemas de origem mecânica ou biológica. Dentre as complicações mecânicas, o desaperto do parafuso protético é um dos mais comumente encontrado, principalmente em próteses unitárias na ausência de parafuso especial (Camargos, 2012). Em relação as complicações biológicas, a contaminação bacteriana pode levar a reações inflamatórias nos tecidos adjacentes aos implantes (Koutouzis, 2011; Resende, 2015), o que pode resultar

em perda óssea periimplantar. A associação desses fatores, podem comprometer a longevidade e o sucesso das próteses implantadas (Jansen, 1997; Gomes, 2009). Uma melhoria no assentamento e adaptação das infraestruturas, resulta na diminuição das desadaptações na interface protética e conseqüentemente, na redução dos problemas supracitados.

Ainda não há um consenso na literatura em relação ao que seriam valores clinicamente aceitáveis de desadaptação vertical na interface protética (Pilar/Infraestrutura) para próteses implanto-suportadas. Entretanto, as ligas de ouro são as que proporcionam as melhores adaptações marginais quando comparado aos outros materiais, e tem longevidade comprovada – o protocolo original era confeccionado em ouro e ainda são consideradas o padrão ouro a ser seguido. Sartori (2004) realizou um estudo in vitro, na qual avaliou a adaptação marginal de infraestruturas implanto-suportadas com adaptação em titânio e liga de ouro, antes e após eletro-erosão. Os resultados mostraram uma média de 12  $\mu\text{m}$  de desadaptação vertical para ligas de ouro, antes da eletro-erosão, e média de 16  $\mu\text{m}$  para o titânio, após a eletro-erosão. Esses dois grupos não apresentaram diferenças estatísticas significantes. Este presente trabalho utilizou esses valores como referência. Os resultados de desadaptação vertical do presente trabalho foram divididos em 3 grupos: até 12  $\mu\text{m}$ , referente a adaptação de ligas de ouro, entre 12 e 16  $\mu\text{m}$ , valores entre a liga de ouro e o titânio após eletro-erosão, e acima de 16  $\mu\text{m}$ . Embora não se possa ainda quantificar o que realmente é aceitável, sabe-se que o padrão ouro está abaixo de 16  $\mu\text{m}$ . Por isso a ideia de análise dos resultados por meio dessa referência.

O MEV é uma metodologia empregada para realizar medidas de desadaptação marginal, entre outros, em restaurações implantadas, (Tsuge, 2008; Fernández, 2014; Neves, 2014; França, 2015). Essa metodologia laboratorial foi utilizada nesse estudo para avaliar as desadaptações na interface protética das infraestruturas em zircônia. O MEV foi padronizado com uma magnificação de 400x, permitindo realizar as medidas das desadaptações de forma precisa. Essa é a maior magnificação que permite visualizar a interface

protética no monitor do computador acoplado no MEV utilizado, magnificações superiores a essa, cortam parte da área de interesse e inviabilizam uma correta mensuração. Todas as mensurações foram realizadas no modelo boca. Este modelo foi inserido no interior do MEV por meio de um dispositivo que permite padronizar todas as inclinações das imagens obtidas, neste caso, perpendicular ao longo eixo dos implantes. A falta dessa padronização poderia ter criado áreas de sobreposição de imagens e mascarar as desadaptações, induzindo ao erro nas avaliações. Sendo assim, os valores de desadaptações encontrados nesse trabalho, são oriundos da correta inclinação e padronização de todas as amostras.

O teste de parafuso único, também conhecido como teste Scheffield, é bastante utilizado para avaliar distorções presentes em infraestruturas protéticas (Kan, 1999; Sartori, 2004; Neves, 2014; França, 2015). Nesse teste em específico, um parafuso da extremidade é apertado na infraestrutura e as mensurações na interface protética são realizadas do lado oposto. Com essa técnica, os valores de desadaptações verticais são proporcionais a extensão da infraestrutura, ou seja, quanto maior a infraestrutura, maiores os valores de desadaptações verticais (Kan et al., 1999). Assim, esse teste não pode ser utilizado clinicamente, apenas em pesquisas, pois sempre que um parafuso de uma extremidade for apertado, a outra extremidade irá levantar, e essa informação não orienta o cirurgião dentista em relação a possíveis falhas de ajustes nas infraestruturas. No presente trabalho, preferiu-se não utilizar o teste de Scheffield, pois buscava-se diferenças entre os sistemas CAD e a técnica do parafuso central permite a análise da estrutura como um todo (mesial e distal de todos os implantes), e não apenas nas extremidades. O referido parafuso central foi apertado de maneira a estabilizar e manter a infraestrutura em posição. Os autores acreditam que dessa maneira, o parafuso central não irá forçar uma adaptação da infraestrutura (Neves et al. 2016). Esse teste clínico, consegue direcionar o cirurgião dentista a visualizar, seja por meio de radiografias ou visão direta, a presença de possíveis discrepâncias na interface protética, que seriam clinicamente perigosas.

Quando apenas o parafuso central foi posicionado, os dois sistemas de CAD não apresentaram diferença estatística significativa em relação aos valores de desadaptação vertical. Porém a maioria dos valores apresentados, em ambos os grupos ficaram acima de 16  $\mu\text{m}$ , valores clinicamente não ideais. Quando todos os parafusos estavam apertados, o escâner 7series Dental Wings apresentou estatisticamente os melhores valores de adaptação marginal quando comparado com o escâner Ceramill map400. Nessa segunda situação, os valores de desadaptação vertical reduziram, estando todos abaixo de 16 $\mu\text{m}$ . Isso nos mostra que, a melhor adaptação marginal encontrada na segunda situação é referente ao aperto dos parafusos, ou seja, o torque aplicado nos parafusos promoveu um melhor assentamento da base das infraestruturas nos mini pilares. Entretanto, na região dos parafusos protéticos, pode ter havido uma maior concentração de tensões, visto que a adaptação na segunda situação foi conseguida por meio do aperto desses, e isso poderá levar a complicações protéticas, como o desaperto ou fratura dos parafusos. Assim, sugere-se como trabalho futuro avaliar essas tensões geradas nos modelos, por meio da metodologia de fotoelasticidade.

Com apenas um parafuso central posicionado, oito valores de desadaptação horizontal foram encontrados para o escâner 7series Dental Wings, sendo seis valores de sobre extensão e dois valores de sub extensão. Sete valores de desadaptação horizontal foram encontrados para o escâner Ceramill map400, todos valores de sobre extensão. Nessa primeira situação, ambos os grupos se comportaram de maneira semelhante. Com todos os parafusos apertados, cinco valores de desadaptações horizontais foram encontrados para o escâner 7series Dental Wings – todos de sobre extensão, enquanto que o escâner Ceramill map400 apresentou 18 valores de desadaptações horizontais, também de sobre extensão. Em ambos os grupos, na segunda situação, não foram encontrados valores de desadaptação horizontal de sub extensão. Esse dado, pode ser consequência de uma tentativa do operador de aumentar a espessura da borda das restaurações, parâmetro que pode ser definido no software de cada grupo, com o objetivo de aumentar a

resistência das infraestruturas, este aumento de espessura levou após o aperto dos parafusos a descondições horizontais indesejáveis – sobre extensões. Trabalhos que norteiem quais os melhores parâmetros de maneira a se obter infraestruturas igualmente resistentes, porém sem sobre extensão, devem ser realizados para ambos os sistemas CAD. Assim, as cerâmicas a base de zircônia, que são friáveis, poderiam ficar mais resistentes e evitar possíveis lascamentos de bordo. Por outro lado, descondições horizontais de sobre extensão, não permitem que o paciente faça uma correta higienização, podendo resultar em problemas biológicos.

Ainda dentro da análise das descondições horizontais, quando se avalia os valores dentro do mesmo grupo, nas duas situações, com um parafuso e com todos apertados, observa-se algumas diferenças. No CAD 7series Dental Wings, dos trinta valores mensurados, após apertar todos os parafusos, vinte permaneceram no zero, dois valores passaram de sub extensão para zero e três passaram de sobre extensão para zero, totalizando 25 valores considerados bons. Dois valores passaram de zero para sobre extensão e três valores permaneceram em sobre extensão, totalizando cinco valores considerados ruins. Considerando apenas os sete valores que alteraram com o aperto dos parafusos, ou seja, os dois que passaram de sub extensão para zero, os três que passaram de sobre extensão para zero e os dois que passaram de zero para sobre extensão, apenas dois valores são de sobre extensão.

No CAD Ceramill map400, dos trinta valores mensurados, após apertar todos os parafusos, nove permaneceram no zero e três passaram de sobre extensão para zero, totalizando doze valores considerados bons. Quatorze valores passaram de zero para sobre extensão e quatro valores permaneceram em sobre extensão, totalizando dezoito valores considerados ruins. Desses dezessete valores que alteraram com o aperto dos parafusos, quatorze valores se referem a sobre extensão. Assim, os valores de descondição horizontal do CAD Ceramill map400, pioraram consideravelmente com o aperto dos parafusos, resultando em maiores valores de sobre extensão. Esses resultados



podem estar relacionados com a interação do CAD com o CAM, e reforça a ideia de trabalhos futuros que norteiem os melhores parâmetros para esta interação.

A adaptação marginal de restaurações confeccionadas pelo sistema CAD/CAM é influenciada por alguns fatores (Rinke et al., 2012). Dentre esses fatores, os parâmetros de produção presentes nos diferentes sistemas CAD/CAM podem interferir no espaço interno e adaptação final das próteses (Kocaağaoğlu et al., 2017). O estudo de Anunmana (2014) demonstrou que a extensão da prótese é um fator que pode influenciar, tendo as próteses unitárias melhores resultados de adaptação quando comparadas as próteses parciais, utilizando o mesmo sistema CAD/CAM. O estudo de Neves (2015), embora trata-se de CAD/CAM chairside e coroas unitárias, demonstrou que o processo de escaneamento, utilizando diferentes escâneres e fresadoras, é um fator que pode interferir na confecção das restaurações. O estudo de Borba (2011) avaliou dois diferentes tipos de sistemas cerâmicos confeccionados pelo mesmo sistema CAD/CAM, resultando em alterações no resultado final. Outro importante fator é a interação complexa entre os diferentes escâneres e as unidades de fresagem das restaurações. Nesse estudo foi utilizado duas marcas comerciais de escâneres e enviada a um centro de usinagem para a fresagem em uma fresadora de marca distinta aos escâneres. Os resultados de adaptação deste estudo podem não ser os mesmos caso as infraestruturas tivessem sido confeccionadas na fresadora de mesma marca dos escâneres. Os valores de adaptação encontrados para o grupo Ceramill podem ser diferentes se utilizar o sistema completo, utilizando o escâner Ceramill MAP 400 e a fresadora da mesma marca. Alguns estudos (Ortorp, 2004; Zaghloul, 2013) relataram uma maior incidência de desadaptações de estruturas confeccionadas pelo sistema CAD/CAM quando comparado com processo de fabricação convencional. Outros estudos (Drago, 2010; Guth, 2013; Kocaağaoğlu, 2017) mostraram melhores resultados para o sistema CAD/CAM.

Conforme já falado, devido ao alto custo para adquirir o sistema completo CAD/CAM, escâner, Software, fresadora e fornos, alguns fabricantes

desenvolveram sistemas de escâneres abertos. Assim, existe a possibilidade do cirurgião-dentista adquirir apenas o escâner intra-oral e realizar moldagem diretamente na boca do paciente, ou realizar moldagem convencional e encaminhar para um laboratório que tenha um sistema de escâner aberto. As informações obtidas por meio do escaneamento com softwares abertos são salvos em formato .stl e podem ser enviadas para diferentes centros de fresagem, por email ou um pen drive. Entretanto, os resultados do presente estudo sugerem que a precisão de adaptação marginal pode ser influenciada pela interação entre escâner e fresadora. Desta forma mais estudos são necessários para validar essa complexa interação escâner -fresadora.

## **8. CONCLUSÃO**

O uso dos diferentes escâneres aqui analisados, apresenta influência na adaptação marginal final de infraestruturas protéticas em zircônias. Entretanto, os resultados desse trabalho mostraram que ambos os escâneres, associados com essa fresadora industrial específica, produziram infraestruturas com adaptação marginal clinicamente aceitáveis.

## REFERÊNCIAS

Anadioti E, Aquilino SA, Gratton DG, Holloway JA, Denry I, Thomas GW, *et al.* 3D and 2D marginal fit of pressed and CAD/CAM lithium disilicate crowns made from digital and conventional impressions. **J prosthodont.** 2014;23(8):610-7.

Anunmana C, Charoenchitt M, Asvanund C. Gap comparison between single crown and three-unit bridge zirconia substructures. **J Adv Prosthodont.** 2014;6(4):253-8.

Borba M, Cesar PF, Griggs JA, Della Bona Á. Adaptation of all-ceramic fixed partial dentures. **Dent Mater.** 2011;27(11):1119-26.

Camargos Gde V, do Prado CJ, das Neves FD, Sartori IA. Clinical outcomes of single dental implants with external connections: results after 2 to 13 years. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 2012;27(4):935-44.

Christensen GJ. Is the rush to all-ceramic crowns justified? **J Am Dent Assoc.** 2014;145(2):192-4.

das Neves FD, do Prado CJ, Prudente MS, Carneiro TA, Zancoppe K, Davi LR, *et al.* Microcomputed tomography marginal fit evaluation of computer-aided design/computer-aided manufacturing crowns with different methods of virtual model acquisition. **Gen Dent.** 2015;63(3):39-42.

de França DG, Morais MH, das Neves FD, Barbosa GA. Influence of CAD/CAM on the fit accuracy of implant-supported zirconia and cobalt-chromium fixed dental prostheses. **J Prosthet Dent.** 2015;113(1):22-8.

de Torres EM, Barbosa GA, Bernardes SR, de Mattos M da G, Ribeiro RF. Correlation between vertical misfits and stresses transmitted to implants from metal frameworks. **J biomech.** 2011;44(9):1735-9.

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.

Drago CJ. Two new clinical/laboratory protocols for CAD/CAM implant restorations. **J Am Dent Assoc.** 2006;137(6):794-800.

Fernández M, Delgado L, Molmeneu M, García D, Rodríguez D. Analysis of the misfit of dental implant-supported prostheses made with three manufacturing processes. **J Prosthet Dent.** 2014;111(2):116-23.

Gomes EA, Assunção WG, Tabata LF, Barão VA, Delben JA, de Sousa EA. Effect of passive fit absence in the prosthesis/implant/retaining screw system: a two-dimensional finite element analysis. **J Craniofac Surg.** 2009;20(6):2000-5.

Güth JF, Keul C, Stimmelmayer M, Beuer F, Edelhoff D. Accuracy of digital models obtained by direct and indirect data capturing. **Clin Oral Investig.** 2013;17(4):1201-8.

Heintze SD, Rousson V. Survival of zirconia- and metal-supported fixed dental prostheses: a systematic review. **Int J Prosthodont.** 2010;23(6):493-502.

Jansen VK, Conrads G, Richter EJ. Microbial leakage and marginal fit of the implant-abutment interface. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 1997;12(4):527-40.

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

Kayatt FE, Neves FD. **Aplicação dos Sistemas CAD / CAM na Odontologia Restauradora.** Editora Elsevier. 1ª edição, 2013.

Kocaağaoğlu H, Kılınç HI, Albayrak H. Effect of digital impressions and production protocols on the adaptation of zirconia copings. **J Prosthet Dent.** 2017;117(1):102-108.

Koutouzis T, Wallet S, Calderon N, Lundgren T. Bacterial colonization of the implant-abutment interface using an in vitro dynamic loading model. **J Periodontol.** 2011;82(4):613-8.

Neves FD, Bernardes S, Barbosa G. **Fundamentos da prótese sobre implantes.** Editora Elsevier. 1ª edição, 2016.

Neves FD, Prado CJ, Prudente MS, Carneiro TA, Zancopé K, Davi LR, Mendonça G, Cooper LF, Soares CJ. Micro-computed tomography evaluation of marginal fit of lithium disilicate crowns fabricated by using chairside CAD/CAM systems or the heat-pressing technique. **J Prosthet Dent.** 2014;112(5):1134-40.

Neves FD, Elias GA, da Silva-Neto JP, de Medeiros Dantas LC, da Mota AS, Neto AJ. Comparison of implant-abutment interface misfits after casting and soldering procedures. **J Oral Implantol.** 2014;40(2):129-35.

Ortorp A, Jemt T. Clinical experiences of computer numeric control-milled titanium frameworks supported by implants in the edentulous jaw: a 5-year prospective study. **Clin Implant Dent Relat Res.** 2004;6(4):199-209.

Resende CC, Castro CG, Pereira LM, Prudente MS, Zancopé K, Davi LR, et al. Influence of the Prosthetic Index Into Morse Taper Implants on Bacterial Microleakage. **Implant Dent.** 2015;24(5):547-51.

Rinke S, Fornefett D, Gersdorff N, Lange K, Roediger M. Multifactorial analysis of the impact of different manufacturing processes on the marginal fit of zirconia copings. **Dent Mater J.** 2012;31(4):601-9.

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

Tsuge T, Hagiwara Y, Matsumura H. Marginal fit and microgaps of implant-abutment interface with internal anti-rotation configuration. **Dent Mater J.** 2008;27(1):29-34.

Woelber JP, Ratka-Krueger P, Vach K, Frisch E. Decementation Rates and the Peri-Implant Tissue Status of Implant-Supported Fixed Restorations Retained via Zinc Oxide Cement: A Retrospective 10-23-Year Study. **Clin Implant Dent Relat Res.** 2016;18(5):917-925.

Zaghloul HH, Younis JF. Marginal fit of implant-supported all-ceramic zirconia frameworks. **J Oral Implantol.** 2013;39(4):417-24.