

**UNIVERSIDADE DE RIBEIRÃO PRETO**  
**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA**

**GEORGE HERBERT RUSCHEL**

**AVALIAÇÃO DO COMPORTAMENTO MECÂNICO DE IMPLANTES  
ODONTOLÓGICOS DE DIÂMETRO REDUZIDO: DESADAPTAÇÕES  
MARGINAIS E INTERNAS E RESISTÊNCIA À COMPRESSÃO**

**RIBEIRÃO PRETO**

**2018**

**GEORGE HERBERT RUSCHEL**

**AVALIAÇÃO DO COMPORTAMENTO MECÂNICO DE IMPLANTES  
ODONTOLÓGICOS DE DIÂMETRO REDUZIDO: DESADAPTAÇÕES  
MARGINAIS E INTERNAS E RESISTÊNCIA À COMPRESSÃO**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade de Ribeirão Preto, como parte dos requisitos para obtenção do título de Doutor em Odontologia, área de concentração Implantodontia.

Orientador: Prof. Dr. Ataís Bachi

Co-Orientadora: Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Érica Alves Gomes

**Ribeirão Preto**

**2018**

Ficha catalográfica preparada pelo Centro de Processamento Técnico da Biblioteca Central da  
UNAERP – Universidade de Ribeirão Preto

George Herbert Ruschel, 1959 -

Título: AVALIAÇÃO DO COMPORTAMENTO MECÂNICO DE  
IMPLANTES ODONTOLÓGICOS DE DIÂMETRO REDUZIDO:  
DESADAPTAÇÕES MARGINAIS E INTERNAS E RESISTÊNCIA À  
COMPRESSÃO.

George Herbert Ruschel- Ribeirão Preto, 2018.

54 f.: il. color.

Orientador: Prof. Dr. Ataís Bacchi

Co-orientadora: Prof<sup>ª</sup>. Dr<sup>ª</sup>. Érica Alves Gomes

Tese (doutorado) – Universidade de Ribeirão Preto, UNAERP, Odontologia,  
área de concentração: Implantodontia. Ribeirão Preto, 2018.

*Dedico esta tese aos encantos da natureza que nos encaminham e nos dão a oportunidade de vir á este mundo e seguir um caminho que ajuda a mudar positivamente a percepção das coisas e a participar do convívio de tantas pessoas brilhantes que nos envolvem neste contexto. Realmente é um privilégio.*

*Ao meu pai **Hugo Werner Ruschel** e mãe **Ida Maroni Ruschel** que internionalmente me encaminharam para o bem com bases emocionais sólidas, conceitos e princípios de integridade e cidadania ativos. Seus esforços estão sendo válidos e repercutirão. Á minha esposa **Maria Cristina Vezzani** que demonstrou, sempre, apoio aos meus objetivos e me manteve firme nos meus propósitos. Á meus filhos: **Vinicius, Laurence e Rossana**. Cada um com seu perfil sendo caldo de cultura para o meu crescimento. Á família (irmãos , sobrinhos) que têm mantido a minha trajetória mais prazerosa. Aos amigos, pois estão ao nosso lado, torcendo espontaneamente como irmãos por opção.*

*Espero, então, que os esforços para atingir este patamar estimulem de forma contagiosa outros a seguir o caminho da construção, sem fim, do conhecimento, lembrando que das dificuldades e barreiras existentes, a idade não é, e nem será componente limitador para se atingir este objetivo.*

## AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao meu orientador Prof. Dr. **Ataís Bacchi**, antes de tudo, amigo. Grande profissional, dono de cultura diferenciada e colecionador de elogios pela sua emblemática capacidade de ajustar as coisas. Obrigado por me encaminhar e ajudar nesta conquista. Nossa caminhada não termina aqui. Espero podermos compartilhar novos desafios.

À minha co-orientadora, Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. **Érica Alves Gomes**, por sua delicadeza e prestatividade ao me ajudar na pesquisa. Por ter me proporcionado o contato com pessoas maravilhosas do meio acadêmico onde desenvolvi parte da minha tese. Agradeço pelo suporte na elaboração de todos os experimentos, organizando as agendas nos laboratórios e sequência de experimentos. Ter prazer em ajudar à transforma em uma real educadora e modelo a ser seguido. Simplicidade e competência associados, não se acham facilmente neste meio.

À Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. **Izabela Cristina Maurício Moris**, a qual me surpreendeu por não medir esforços em acompanhar este veterano de guerra na aprendizagem da manipulação de equipamentos e técnicas de compreensão complexas para cérebros DOS. Foi empolgante sentir sua motivação e empenho. Sua contribuição foi substancial e decisiva para a execução de nossa pesquisa. Seu estilo ficará esculpido em minha memória servindo de modelo. Raros são os personagens que têm qualidades e nos motivam tanto. Só agradecer é pouco. Levo-a como paradigma.

Às empresas de sistemas de implantes: **NEODENT, SIN Sistemas de Implante e DSP Biomedical**, que aceitaram nossa proposta de pesquisa e cederam o material para que tenha sido possível desenvolver esta pesquisa de forma isenta.

## AGRADECIMENTOS

À Universidade de Ribeirão Preto, por meio da Magnífica Reitora Prof<sup>a</sup>. **Elmara Lácia de Oliveira Bonini** e a Faculdade Meridional (IMED), por meio do Diretor Geral Prof. **Eduardo Capelari**, pela oportunidade de cursar o Doutorado.

À coordenadora do Programa de Pós-graduação em Odontologia da Universidade de Ribeirão Preto, Prof<sup>a</sup>. **Dr<sup>a</sup>. Yara T. Corrêa Silva Sousa**, por não medir esforços para a manutenção e pela constante evolução do programa *stricto sensu*. Por contribuir para o meu crescimento profissional e intelectual com elegância e competência.

Ao corpo docente do programa de Pós-graduação da Universidade de Ribeirão Preto e da Faculdade Meridional: Dr. **Edson Alfredo**, Profa. **Érica Alves Gomes**, Prof. **Fuad Jacob Abi Rached Junior**, Prof<sup>a</sup> Dra. **Larissa S. C. Raucci**, Prof. Dr. **Paulo Esteves Pinto Faria**, Prof. Dr. **Silvio Rocha Corrêia da Silva**, Prof. Dr. **Walter Raucci Neto** e Prof<sup>a</sup>. Dra. **Yara T. Corrêa da Silva e Souza**.

Aos colegas de turma de doutorado, Prof<sup>a</sup>. **Alexandra Magalhães Silveira**, Prof<sup>a</sup> **Anamaria Estacia Silveira**, Prof. **Carlos Rech**, Prof<sup>a</sup>. **Flávia Baldissareli**, Prof<sup>a</sup>. **Juliana Jatelina**, Prof<sup>a</sup>. **Larissa Cé Cunha**, Prof. **Leandro Cericato**, Prof. **Leonardo Federizzi**, Prof<sup>a</sup> **Michele Bortoluzzi de Conto Ferreira**, Prof. **Nereu Dartora** e Prof. **Rhuy Dallagnol**, pela amizade e momentos de convivência. Vocês estão dentro do meu histórico e me acompanharão nas memórias de vida como parceiros intelectuais. Marcas das relações estarão estampadas nos meus olhos.

Ao Laboratório de Estudos Biomecânicos em Prótese e Implantes da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto (FORP-USP), em especial ao Prof. Dr. **Ricardo Faria Ribeiro** e a especialista de laboratório Dr<sup>a</sup>. **Adriana Cláudia Lapria Faria**, pelo suporte técnico, seriedade, profissionalismo, disponibilidade ao me receber e permissão para trabalhar em horários alternativos.

Ao Laboratório de Pesquisas da UNAERP (faculdade de Odontologia da Universidade de Ribeirão Preto), em especial a Prof. Dra. **Izabela Cristina Maurício Moris**, pela orientação e dedicação de seu tempo, na utilização dos equipamentos para minha pesquisa.

Ao Laboratório de Prótese Dentária do Técnico em Prótese Dentária **Ciriaco de Souza Pospich**, de Passo Fundo a quem devo agradecer por ter dedicado seu tempo no auxílio ao desenvolvimento deste projeto.

“QUANDO VOCE ESTÁ ESTUDANDO UM ASSUNTO,  
PERGUNTE A SI MESMO, SOMENTE.  
QUAIS SÃO OS FATOS? QUAL A VERDADE QUE ELES REVELAM.  
NUNCA SE DEIXE DIVERGIR PELO QUE VOCÊ GOSTARIA DE ACREDITAR  
OU PELO QUE VOCÊ ACHA QUE TRARIA BENEFÍCIO ÀS CRENÇAS SOCIAIS  
SE FOSSE ACREDITADO.  
OLHE APENAS E SOMENTE PARA QUAIS SÃO OS FATOS”.

(Lord Russel)

## RESUMO

O objetivo deste estudo foi avaliar as desadaptações marginal vertical e interna e a resistência à compressão entre diferentes pilares e coroas metálicas cimentadas sobre diferentes implantes de diâmetro reduzido antes e após, com e sem CTM, e, também avaliar qualitativamente a resistência a compressão dos conjuntos. Sessenta e quatro conjuntos implantes/pilares/coroas (n=16) foram divididos em 4 grupos: G3,5 (Implante cone morse Titamax GM, Neodent, de 3,5mm x 13mm e munhão Universal Click GM Exact; G2,9 (Implante Cone Morse Unitite Slim, SIN Sistema de Implantes de 2,9mm x 13mm e Munhão Universal Reto); G2,8 (Implante friccional cone morse Facility, Neodent de 2,8mm x 13mm e Munhão Anatômico Facility) e G2,5 (Implante corpo único MFC, da DSP Biomedical de 2,5mm x 13mm e parafuso prolongador curto). Sendo que, os 16 conjuntos implantes/pilares/coroas de cada grupo foram divididos em dois subgrupos (n=8): (CTM) os que foram submetidos ao teste de ciclagem termomecânica e (SCTM) os que não foram submetidos à ciclagem termomecânica. Os conjuntos do subgrupo CTM foram submetidos a CTM com  $1 \times 10^6$  ciclos mecânicos, frequência de 3 Hz, carga de 100 N, variação de temperatura entre 5° - 55° C, sendo realizados 2.000 ciclos térmicos. Para a avaliação das desadaptações marginal vertical e interna, os conjuntos foram escaneados em microtomógrafo (micro-CT) antes e após a CTM. Sendo que, posteriormente as imagens obtidas no micro-CT foram reconstruídas no *software* NRecon, processadas no *software* Data Viewer e analisadas no *software* CTAn. Em seguida, os conjuntos do subgrupo CTM e SCTM foram submetidos ao teste de resistência à compressão em uma máquina universal de ensaios com célula de carga de 1.000 Kgf e com velocidade de deslocamento de 0,1mm/min. Os dados para desadaptações marginal vertical e interna e resistência à compressão foram submetidos ao modelo linear de efeitos mistos teste complementar de Tukey ( $p < 0,05$ ). Quanto a desadaptação marginal vertical não houve influência da CTM para nenhum grupo ( $p < 0,05$ ), sendo que antes da CTM, G3,5 apresentou os maiores valores, sendo estatisticamente diferente de todos os grupos ( $p < 0,005$ ) e G2,5 estatisticamente diferente ( $p < 0,005$ ) de G2,9 e G2,8. Após a CTM apenas G3,5 foi estatisticamente diferente ( $p < 0,005$ ) dos demais grupos. Para a desadaptação interna a CTM teve influência para os grupos G3,5, G2,8 e G2,5 ( $p > 0,05$ ), sendo que antes da CTM, G3,5 e G2,5 foram estatisticamente diferentes ( $p < 0,05$ ) de G2,9 e G2,8 que também foram estatisticamente diferentes entre si ( $p < 0,05$ ). Após a CTM apenas G2,8 foi estatisticamente diferente dos demais ( $p < 0,05$ ) G3,5, G2,9 e G2,5. Quanto a resistência à compressão, a CTM teve influência apenas para G2,5 ( $p < 0,05$ ), sendo que para o subgrupo CTM, foi G3,5 estatisticamente diferente do G2,8 ( $p < 0,05$ ) e G2,9 estatisticamente diferente dos demais ( $p < 0,05$ ) com deformação plástica dos conjuntos implante/pilar para todos os grupos e fratura nos grupos G3,5 e G2,9, para o subgrupo SCT, G2,8 apresentou-se estatisticamente diferente do G2,5 e G2,9 ( $p < 0,05$ ) com deformação plástica dos conjuntos implante/pilar para G2,8 e G2,5 e fratura para G2,9 e G3,5. Sendo assim, com os resultados deste estudo, tem-se que o conjunto implante/pilar mais indicado para a reabilitação oral, onde se tem a necessidade da utilização de implante de diâmetro reduzido é o G2,8, uma vez que apresentou os melhores resultados para as desadaptações marginal vertical e interna e resistência à compressão.

Palavras-chave: pilares, carga cíclica, implantes dentários, desadaptações



## ABSTRACT

The aim of the study was to assess vertical marginal and internal misfits as well as compression strength among different abutments and metallic crowns cemented on different implants with reduced diameter, before and following thermo-mechanical cycling and, also, to qualitatively evaluate the compression strength of the sets. Sixty-four implant/abutment/crown sets ( $n = 16$ ) were divided into 4 groups: G3,5 (Cone Morse Implant Titamax GM, Neodent, 3,5mm x 13mm and Universal pin Click GM Exact); G2,9 (Cone Morse Implant Unitite Slim, SIN Implant system, 2,9mm x 13mm and Straight Universal Pin); G 2,8 (Frictional Implant with Cone Morse Facility, Neodent, 2,8mm x 13mm and Anatomical Pin Facility); and, G2,5 (Single Body Implant MFC, DSP Biomedical, 255mm x 13mm and short protractor screw). The sets (implant/abutment/crown,  $n=16$ ) of each group were divided into two subgroups ( $n=8$ ): (TC) submitted to thermo-mechanical test and (NMTC) the ones not submitted to cycling. Sets of MTC group were submitted to thermo-mechanical cycling under  $1 \times 10^6$  mechanical cycles, frequency of 3 Hz and a 100N load, with a temperature variation from  $5^\circ - 55^\circ$  C, totalizing 2.000 thermal cycles. For the assessment of vertical marginal and internal misfits, sets were scanned in micro-CT before and after MTC. following this, images obtained were re-built in Nrecon software, processed in Data Viewer and analyzed in CTAn software. Right after, sets from TC and NMTC subgroups were submitted to compression strength test in a universal test machine with load cell of 1.000 Kgf, dislocation speed of 0.1 mm/min. Data for vertical marginal and internal misfits were submitted to linear model of mixed effects complementary Tukey's test ( $p<0,05$ ). Regarding vertical marginal misfit there was no MTC influence for neither of the groups ( $p<0,05$ ). Before TC, G3,5 showed higher values, being statistically different from all groups ( $p<0,005$ ) and G2,5 statistically different ( $p < 0,005$ ) from G2,9 e G2,8. Following cycling, only G3,5 was statistically different ( $p < 0,005$ ) in comparison to other groups. For internal misfit, thermo-mechanical cycling showed influence for groups G3,5, G2,8 and G2,5 ( $p>0,05$ ), considering that before cycling G3,5 and G2,5 were statistically different ( $p<0,05$ ) from G2,9 and G2,8, which, by their turn, were statistically different from each other ( $p<0,05$ ). After thermo-mechanical cycling, only G2,8 was statistically different from others ( $p<0,05$ ) G3,5, G2,9 e G2,5. In relation to compression strength, MTC showed influence only for G2,5 ( $p<0,05$ ), for MTC subgroup G3,5 was statistically different from G2,8 ( $p<0,05$ ) and G2,9 statistically different from others ( $p<0,05$ ), with plastic deformation of implant/abutment sets for all groups and fracture in groups G3,5 and G2,9 for NMTC subgroup, G2,8 was statistically different from G2,5 and G2,9 ( $p<0,05$ ), with plastic deformation of implant/abutment sets for G2,8 and G2,5 and fracture for G2,9 and G3,5. Thus, based on this study, the best implant/abutment set for oral rehabilitation, when the use of reduced diameter implants is required seem to be G2,8, since it showed better result regarding vertical marginal and internal misfits as well as compression strength.

Key words: abutments, cyclic loading, dental implants, misfit.

## SUMÁRIO

<b>1. INTRODUÇÃO .....</b>	<b>10</b>
<b>2. PROPOSIÇÃO.....</b>	<b>15</b>
<b>3. MATERIAL E MÉTODOS .....</b>	<b>16</b>
3.1 DELINEAMENTO DO ESTUDO .....	16
3.2 OBTENÇÃO DOS CORPOS DE PROVA .....	17
3.3 OBTENÇÃO DAS COROAS UNITÁRIAS METÁLICAS.....	21
3.4 AVALIAÇÃO DA DESADAPTAÇÃO MARGINAL VERTICAL E INTERNA POR MEIO DE MICROTOMOGRÁFICA COMPUTADORIZADA (MICRO-CT).....	24
3.5 ENSAIO DE CICLAGEM TERMOMECÂNICA (CTM).....	28
3.6 ENSAIO DE RESISTÊNCIA À COMPRESSÃO .....	29
<b>4. RESULTADOS .....</b>	<b>32</b>
4.1 DESADAPTAÇÃO MARGINAL VERTICAL .....	32
4.2 ANÁLISE QUALITATIVA DA DESADAPTAÇÃO MARGINAL VERTICAL .....	33
4.3 DESADAPTAÇÃO INTERNA.....	34
4.4 ANÁLISE QUALITATIVA DA DESADAPTAÇÃO INTERNA.....	36
4.5 RESISTÊNCIA A COMPRESSÃO .....	37
4.6 ANÁLISE QUALITATIVA DA RESISTÊNCIA A COMPRESSÃO.....	39
<b>5. DISCUSSÃO.....</b>	<b>41</b>
<b>6. CONCLUSÕES.....</b>	<b>47</b>
<b>REFERÊNCIAS.....</b>	<b>48</b>

## 1. INTRODUÇÃO

A inserção dos implantes osseointegráveis na Odontologia contribuiu para a substituição de um ou mais elementos ausentes, com funcionamento biomecânico semelhante aos dentes naturais, alcançando elevados índices de sucesso e previsibilidade (PAPASPYRIDAKOS, et al., 2012; MISCH, et al., 2008; LANG, et al., 2012). Porém, deve-se atentar às indicações para a instalação destes implantes, uma vez que existem limitações tais como: altura e espessura de rebordo, condições do sítio receptor que irá receber o implante e problemas inerentes à saúde do paciente (ZWEERS et al., 2015). No caso de fixação de coroas sobre estes implantes é necessário que haja algum meio de retenção, que basicamente seriam a cimentação e o aparafusamento. A cimentação deve preencher a interface entre o munhão e a coroa protética, porém acaba gerando uma fenda nesta área que deve ser estudada para contribuir na melhora dos resultados visto que próteses cimentadas têm atributos estéticos e simplicidade de execução além de distribuição de carga mais adequada (Al Wazzan e Al-Nazzawi, 2007).

Com o intuito de minimizar as dificuldades encontradas para a instalação destes implantes, pesquisas têm sido desenvolvidas a fim de aprimorar as características dos implantes com relação ao seu diâmetro, comprimento, desenho e tratamento de superfície (YALTIRIK, et al., 2011). A reabilitação oral de espaços edêntulos representa um desafio para a odontologia devido a complexidade do restabelecimento da função e estética e dentro deste contexto, a utilização de implantes com diâmetro reduzido (IDRs) vem se tornando cada vez mais frequente, pois quando corretamente indicados, planejados e instalados têm mostrado bons resultados, sendo uma alternativa para as reabilitações de áreas com rebordos reduzidos após exodontias, com considerável perda óssea resultante de doença periodontal ou trauma, agenesia dentária, espaço protético mésio-distal reduzido (incisivos laterais) ou espaço inter-radicular limitado (WU, et al., 2016; HIRATA, et al., 2016).

Os IDRs podem apresentar vantagens quando comparados aos implantes de diâmetro regular, devido à possibilidade de instalação destes em áreas com deficiência de espessura óssea sem a necessidade de enxertos ósseos, xenógenos ou autógenos. Estes irão proporcionar diminuição do tempo de tratamento e custo associados a uma diminuição da sintomatologia dolorosa, em decorrência das etapas cirúrgicas simplificadas (FRETWURST, et al., 2015; WU, et al., 2016).

No entanto, limitações com relação à utilização destes IDRs são encontradas. Considerando os fatores biomecânicos aos quais estes estão sujeitos durante a função, tem-se que estes se apresentam estruturalmente menos resistentes quando comparados com os implantes regulares (diâmetro maior que 3,5mm) (QUYRYNEN et al., 2015; BORDIN et al., 2016). Os IDRs também apresentam área superficial reduzida, o que diminui a área de contato entre o implante e osso, influenciando dessa forma a distribuição de tensões no osso, sendo que, tensões elevadas podem comprometer o tecido ósseo, conseqüentemente a osseointegração (HSU, et al., 2009; QIAN, et al., 2012; ISIDOR, et al., 2016).

Para os implantes de diâmetro regular, se têm que os implantes de conexão cônica apresentam vantagens significativas quando comparados aos demais implantes com relação às propriedades biomecânicas (COPPEDE, et al., 2009). Sendo que, para os IDRs, as características da plataforma do implante/pilar também podem influenciar no comportamento mecânico do conjunto (ALLUM et al., 2008).

Além das diferenças na plataforma, se têm a diferenciação dos implantes de diâmetro reduzido em implantes de corpo único, nos quais a porção coronária é preparada para receber a coroa e está intimamente relacionada ao implante que é constituído de duas peças aglutinadas: implante e pilar protético a qual poderá receber coroas parafusadas ou cimentadas (HIRATA, et al., 2016). Quando comparados os diferentes tipos de implantes com diâmetro reduzido no mercado alguns autores relatam que os implantes de corpo único apresentam menor absorção do osso peri-implantar devido à ausência do *microgap* entre implante/pilar, uma vez que estes *microgaps* têm sido associados à microinfiltração e contaminação bacteriana (COELHO, et al., 2009; BONFANTE, et al., 2015). Adicionalmente, os implantes de diâmetro reduzido de duas peças têm demonstrado altas taxas de falha mecânica, como o afrouxamento e fratura dos parafusos e dos pilares protéticos (BONFANTE, et al., 2015). No entanto, esta não é uma regra, pois alguns estudos revelaram resultados biomecânicos favoráveis para IDRs (FREITAS Jr, et al., 2011; ALMEIDA, et al., 2012).

O sucesso clínico da reabilitação por meio de próteses implantossuportadas está diretamente relacionado a um ajuste passivo e preciso entre a coroa e o pilar protético (BAYRAMOĞLU, et al., 2015; FENNER, et al., 2016; KAHRAMANOGLU, et al., 2016). O ajuste passivo de uma estrutura protética suportada por implante é definido como um contato circunferencial, livre de tensão, na interface pilar/prótese antes do carregamento funcional (WATANABE, et al., 2000; ABDUO, et al., 2010). Isto é essencial para manter o equilíbrio mecânico e biológico, além de diminuir o carregamento do pilar, parafuso e osso de suporte (BRANEMARK, et al., 1983; JEMT, et al., 1991; CHANG, et al., 2005), uma vez que excelente

adaptação interna facilita o assentamento da peça protética sem comprometer sua resistência e retenção, contribuindo para o seu sucesso.

Para os IDRs que apresentam encaixes para a conexão protética, a presença de uma adaptação marginal deficiente contribui para que haja crescimento bacteriano e reações inflamatórias subsequentes na área peri-implantar (KAHRAMANOGLU, et al., 2016), favorecendo desta forma, a perda de estrutura óssea de suporte (KATSOULIS, et al., 2015). De acordo com a literatura, uma estimativa da quantidade de discrepância marginal clinicamente aceitável variando entre diferentes estudos (YEO, et al., 2003; REICH, et al., 2005; KIM, et al., 2013; LOPEZ-SUAREZ, et al., 2016), sendo consenso entre eles que estes valores de discrepâncias marginais devem ser inferiores a 120  $\mu\text{m}$ . (YEO, et al., 2003; KIM, et al., 2013; LOPEZ-SUAREZ, et al., 2016).

Com relação ao funcionamento mecânico do conjunto implante/pilar/coroa, tem-se que entre as propriedades mecânicas, a resistência à compressão ou resistência à fratura é considerada uma das características mais importantes para o conjunto (ALQAHTANI; FLINTON, 2014; CORAY et al., 2016). Testes de compressão estáticos são comumente aplicados para determinar a resistência à deformação ou fratura destes, porém, eles não simulam a função mastigatória, uma vez que certos fatores como o tempo e o ambiente são excluídos de tais testes (ALQAHTANI; FLINTON, 2014).

Considerando as complicações mecânicas (afrouxamento e fratura dos parafusos e pilares protéticos) às quais os IDRs estão submetidos durante a função mastigatória fisiológica, estas não devem ter influência na adaptação entre implante e seus componentes protéticos (CHANG, et al., 2005). Sendo assim, afim de avaliar o comportamento mecânico do conjunto implante/coroa/pilar por meio de um estudo laboratorial pode-se utilizar a ciclagem mecânica para simulação dos esforços mastigatórios, de modo a aproximar o ensaio das condições normalmente encontradas no meio bucal (MORIS et al., 2016). O ensaio é realizado submetendo as estruturas avaliadas a ciclos repetitivos em meio aquoso, com intensidade, frequência e temperatura controladas (DITTMER, et al., 2012).

Para a avaliação qualitativa do comportamento mecânico do conjunto submetido à ciclagem mecânica, pode-se lançar mão da análise das falhas com o auxílio de microscopia eletrônica de varredura, avaliando as possíveis alterações superficiais ocorridas no conjunto, ou então, por meio de microtomografia computadorizada, avaliando as possíveis alterações superficiais externas e internas ocorridas em todos os componentes do conjunto em imagens tridimensionais (GENG, et al., 2001, PESSOA, et al.; 2011). Segundo um estudo de SCARANO, et al. (2016), a utilização de microtomógrafo para identificação de falhas na

interface implante-pilar tem demonstrado ser um método radiográfico-computacional que permite a obtenção de resultados interessantes, possibilitando assim, a interpretação das possíveis falhas presentes nos conjuntos após o ensaio, não detectadas a olho nu.

Os ensaios clínicos randomizados são altamente preconizados a fim de obter informações sobre a ocorrência de falhas e longevidade dos conjuntos testados. No entanto, devido ao alto custo e à demanda de tempo gasto, testes laboratoriais (ensaio de simulação de ciclos mastigatórios e resistência à flexão) têm se tornado uma alternativa viável para avaliação do desempenho dos conjuntos a serem analisados (KITAGAWA, et al., 2005), sendo possível também a avaliação da adaptação marginal e interna das coroas aos pilares protéticos.

A avaliação *in vitro* da adaptação marginal de próteses implantossuportadas pode ser realizada por diferentes métodos: estereomicroscopia, microscopia eletrônica de varredura, microscopia óptica e microtomografia computadorizada (micro-ct) (GRENADE, et al., 2011; VANLIOGLU, et al., 2012). O método de estereomicroscopia é um método destrutivo, que requer uma secção transversal do conjunto a ser analisado para avaliação da discrepância marginal e interna, porém este não permite a comparação dos resultados obtidos em diferentes estágios de fabricação (fundição ou fresagem da infraestrutura, aplicação do revestimento estético e cimentação/torque das coroas) (SORENSEN, et al., 1990; NAWAFLEH, et al., 2013), além de possibilitar apenas a avaliação bidimensional de planos seccionados e não do conjunto protético (SORENSEN, et al., 1990). Atualmente, a microscopia óptica é a alternativa mais utilizada por ser um método direto, rápido e de fácil reprodutibilidade, porém é limitada por erros de projeção e dificuldades na identificação de pontos de referência para mensuração (LOPEZ-SUAREZ, et al., 2016). Já as análises envolvendo microscópio eletrônico de varredura podem ser imprecisas se o ângulo da amostra não estiver correto (TRIFKOVIC, et al., 2012). Atualmente, a microtomografia computadorizada tem sido utilizada, sendo considerada um método de análise não destrutivo que permite a avaliação da adaptação marginal e interna do conjunto protético em 2D e 3D em alta resolução, sem danificar o espécime (SILVEIRA, et al., 2017).

Diante do exposto, a utilização de implantes com diâmetro reduzido é visto como uma alternativa para a reabilitação implantossuportada, porém estes devem apresentar alta estabilidade mecânica e capacidade de suportar intensidade de forças de tensão e carga, compatíveis para a região de indicação (incisivos inferiores e incisivos laterais superiores) com variação entre 98N e 270N (VALLITU; KONEN, 2000) para que altas taxas de sucesso e previsibilidade possam ser atingidas (QUIRYNEN, et al., 2015). Atualmente uma variedade de IDRs estão disponíveis no mercado, sendo que estes apresentam diferenças com relação ao tipo

de conexão, macroestrutura, material de fabricação, diâmetro e presença ou não de pilar protético (implante/pilar ou implante de corpo único), o que causa dúvidas ao clínico, quanto à seleção do sistema a ser utilizado, devido ao não conhecimento do comportamento mecânico destes quando em função.

Sendo assim, estudos *in vitro* avaliando o desempenho mecânico destes implantes, se tornam necessários, uma vez que IDRs têm sido considerados uma alternativa para a reabilitações de áreas com rebordos reduzidos após exodontias, com considerável perda óssea resultante de doença periodontal ou trauma, agenesia dentária, espaço protético mesio-distal reduzido (incisivos laterais) ou espaço inter-radicular limitado (WU, et al., 2016; HIRATA, et al., 2016).

## **2. PROPOSIÇÃO**

O objetivo deste estudo foi avaliar as desadaptações marginal vertical e interna de coroas metálicas cimentadas sobre diferentes tipos de pilares associados a IDRs sem e com ciclagem termomecânica (CTM) e a resistência à compressão dos conjuntos submetidos ou não a ciclagem termomecânica (CTM).

### *Objetivos específicos*

Avaliação das desadaptações marginal vertical e desadaptação interna (coroa/pilar) por meio de micro-CT sem e com ciclagem termomecânica (CTM).

Avaliação da resistência à compressão dos conjuntos implantes/pilares/coroas submetidos ou não a ciclagem termomecânica (CTM).

Avaliar o modo de falha dos conjuntos implantes/pilares/coroas sem e com ciclagem termomecânica (CTM) por meio de micro-CT.



### 3. MATERIAIS E MÉTODOS

#### 3.1 DELINEAMENTO DO ESTUDO

O fator de variação deste estudo foi o diâmetro do implante associado ao seu respectivo pilar protético em 4 níveis [(implantes com diâmetro de 3,5 mm (G3,5), 2,9 mm (G2,9), 2,8mm (G2,8) e 2,5mm(G2,5)], totalizando 4 grupos de estudo. A amostra do experimento foi composta por 64 conjuntos implantes/pilares/coroas (n=16), divididos em dois subgrupos (n = 8), sendo um subgrupo submetido a CTM com avaliação das desaptações marginal vertical e interna e resistência à compressão e o outro subgrupo submetido apenas a resistência à compressão, sem CTM. As variáveis de resposta foram: desadaptações marginal vertical e interna das coroas aos pilares protéticos ( $\mu\text{m}$ ) e resistência à compressão (N) dos conjuntos com e sem ciclagem termomecânica. Qualitativamente, os conjuntos foram avaliados quanto à resistência a compressão antes dos testes, sem CTM e com CTM (Figura 1).



Tabela 1: Divisão e composição dos grupos experimentais

Grupos	Implante/Fabricante	Dimensões	Plataforma
G3,5	Implante Titamax GM/ Neodent, Curitiba, PR, Brasil	3,5 × 13,0mm	Cônica
G2,9	Implantes CM Unitite Slim SIN Sistema de Implantes, São Paulo, SP, Brasil	2,9 × 13,0mm	Cônica
G2,8	Implantes Facility Neodent, Curitiba, PR, Brasil	2,8 × 13,0mm	Cônica friccional
G2,5	Implantes corpo único MFC DSP Biomedical, Campo Largo, PR, Brasil	2,5 × 13,0mm	Hexagonal de corpo único

Fonte: Autor.

Figura 1. Implantes. A) Implante Neodent Titamax CM GM; B) Implante SIN CM Unitite Slim; C) Implante Neodent Facility; D) Implante/munhão–Corpo Único DSP MFC.

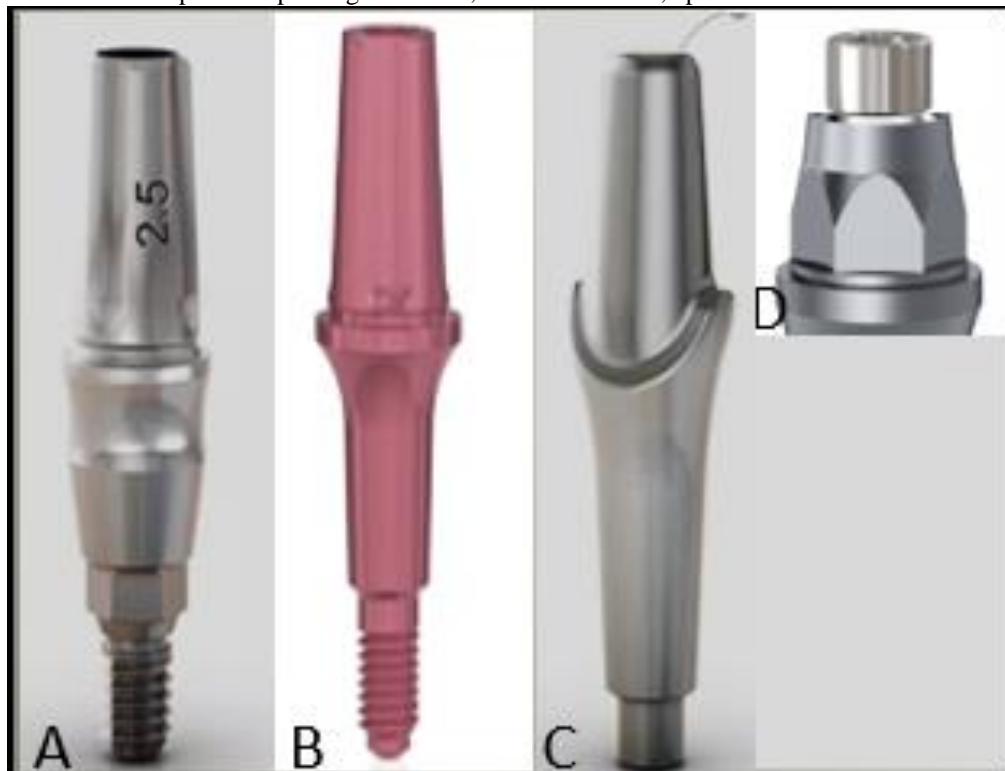


Fonte: Site dos fabricantes.

Para cada grupo, foi utilizado o seu respectivo pilar protético. Sendo estes instalados sobre o seu implante correspondente. No G3,5 um munhão universal click GM exact (Neodent®, Curitiba, PR, Brasil), foi instalado ao seu implante com uma aplicação de torque de 20 N.cm sobre o parafuso passante acoplado ao pilar (conforme recomendação do fabricante) (Figura 2A). No G2,9 um munhão universal reto (SIN®, São Paulo, SP, Brasil), sólido, foi

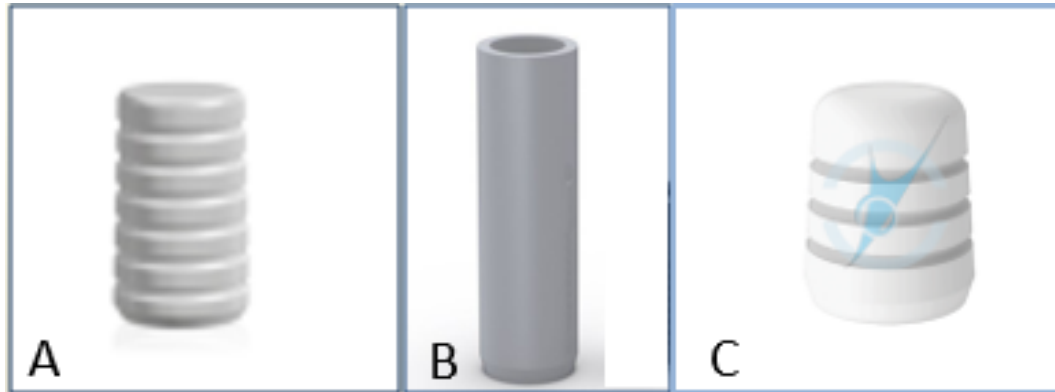
instalado ao seu implante com torque de 15 N.cm (conforme recomendação do fabricante) (Figura 2B). No grupo G2,8 munhão anatômico facility friccional (Neodent®, Curitiba, PR, Brasil), foi acoplado com o auxílio de um martelete ao seu respectivo implante (conforme recomendação do fabricante) (Figura 2C). No grupo G2,5, por ser um implante de corpo único (DSP Biomedical®), o pilar já está acoplado ao implante, tendo sido apenas utilizado um parafuso prolongador curto para a retenção da coroa protética, o qual foi instalado com torque de 20 N.cm (conforme recomendação do fabricante) (Figura 2D). Para a padronização da altura da cinta transmucosa dos pilares protéticos, foi tomado como base a altura do pilar protético do G2,5 para a seleção dos demais, sendo selecionado para todos os grupos a altura da cinta transmucosa de 1,5 mm. Para a confecção das coroas, componentes calcináveis específicos foram selecionados, sendo que o G2,8 não possui nenhum componente, necessitando enceramento personalizado.(Figura 3)

Figura 2. Pilares protéticos. A) Munhão universal click GM exact, Neodent; B) Abutment Universal, SIN; C) Munhão anatômico facility, SIN; D) Plataforma do implante de corpo único com o parafuso prolongador curto, DSP Biomedical, aparafusado.



Fonte: Site dos fabricantes

Figura 3: Componentes calcináveis: A) cilindro calcinável, SIN; B) cilindro calcinável mini flexcone, DSP Biomedical ; C) Cilindro calcinável do munhão universal, Neodent.



Fonte: Site dos fabricantes.

Para instalação dos pilares protéticos e parafuso prolongador aos seus respectivos implantes, estes foram presos a uma morsa, para a estabilização dos implantes e posteriormente foi realizada a aplicação do torque nos grupos G3,5, G2,8 e G2,5 com o auxílio de uma catraca manual da Neodent (Figura 4 A e B), conforme recomendação do fabricante. No G2,9 foi feito o acoplamento do pilar protético friccional ao implante com auxílio do martelete seguindo as recomendações do fabricante (Neodent), (Figura 5).

Figura 4: Instalação dos pilares protéticos e parafuso prolongador sobre os respectivos implantes: A e B) Aplicação do torque recomendado pelo fabricante com catraca manual. Vista superior (A) e vista lateral (B).



Fonte: Autor.

Figura 5: Instalação do pilar protético sobre o implante do G2,8 friccional com o martelete da Neodent.



Fonte: Autor.

### 3.3 OBTENÇÃO DAS COROAS UNITÁRIAS METÁLICAS

Após a instalação dos respectivos pilares protéticos dos grupos G3,5, G2,9 e G2,8 e do parafuso prolongador do G2,5, as coroas metálicas unitárias tiveram como base para confecção o enceramento sobre os cilindros calcináveis compatíveis com o sistema de implante utilizado. Nesta etapa, é importante salientar que o técnico responsável pela parte laboratorial não foi informado sobre a sequência metodológica, nem o tipo de pesquisa que seria realizada. Assim, foi realizado o enceramento progressivo sobre o cilindro calcinável do grupo G3,5 com cera para incrustações metálicas (Kota Indústria e Comércio, São Paulo, SP, Brasil) na anatomia de um incisivo lateral superior, o qual foi utilizado para a confecção de uma matriz bipartida em silicona de condensação (Zetaplus, Zhermack, Badia Polesine, Rovigo, Itália), a fim de se obter a padronização dos enceramentos das coroas e reproduzir para os demais grupos.

Após o enceramento, as coroas foram posicionadas com *sprues* (Cerafix, Pradópolis, São Paulo, SP, Brasil) de 4mm de diâmetro e inclinação de 45°, em sua face vestibular, em uma base conformadora de cadinho. As coroas enceradas posicionadas foram incluídas em revestimento (Heat Shock, Polidental Ind. e Com. Ltda, Cotia, SP, Brasil), proporcionado segundo as especificações do fabricante e espatulado mecanicamente a vácuo por 60 segundos

em espatulador elétrico (Turbomix, EDG Equipamentos e Controles Ltda, São Carlos, SP, Brasil). Após a presa do revestimento (aproximadamente 30 minutos), estes foram levados ao forno (EDG 7000, São Carlos, SP, Brasil) para volatilização da cera e expansão do revestimento, seguindo o ciclo recomendado pelo fabricante. O revestimento foi levado ao forno na temperatura de 750°C. Aguardou-se 10 minutos e a temperatura foi elevada a temperatura final de 850°C para completar o ciclo da queima do revestimento.

Após a queima do revestimento, as fundições foram realizadas utilizando-se liga metálica de cobalto-cromo (Fit Cast Cobalto, Talmax, Curitiba, PR, Brasil) por meio de técnica convencional de fundição. As coroas foram fundidas por chama gás-oxigênio, com injeção da liga/metal no molde por uma centrífuga elétrica (C1 EDG, São Carlos, SP, Brasil).

Após a fundição, aguardou-se o resfriamento natural do anel e, então, foi realizada a desinclusão das coroas. As peças foram jateadas com partículas de óxido de alumínio (Polidental Ind. e Com. Ltda, Cotia, SP, Brasil), granulação de 100 µm, sob pressão de 80 psi (5,62 kgf/cm<sup>2</sup>), para a remoção dos resíduos de revestimento e os lastros de fundição foram cortados com discos de carborundum (Schelble, Petrópolis, RJ, Brasil). Após, as coroas metálicas receberam acabamento e polimento com pontas e pastas específicas para o material metálico (Exa-Cerapol, Edenta, Au/SG, Suíça).

Para a cimentação das coroas metálicas os conjuntos implantes/pilares foram fixados em uma morsa e as coroas foram cimentadas com cimento resinoso de polimerização dual Allcem Core® (FGM, Joinville, SC, Brasil), seguindo as recomendações do fabricante, por meio de pressão digital. Foi feita a fotopolimerização do cimento por 40 segundos na interface coroa/pilar, segundo instruções do fabricante com auxílio do fotopolimerizador Optilight Max (Gnatus, Ribeirão Preto, SP, Brasil). Após, os excessos do cimento foram removidos com o auxílio de pontas de acabamento específicas para o material metálico (Exa-Cerapol, Edenta, Au/SG, Suíça). (Figura 6).

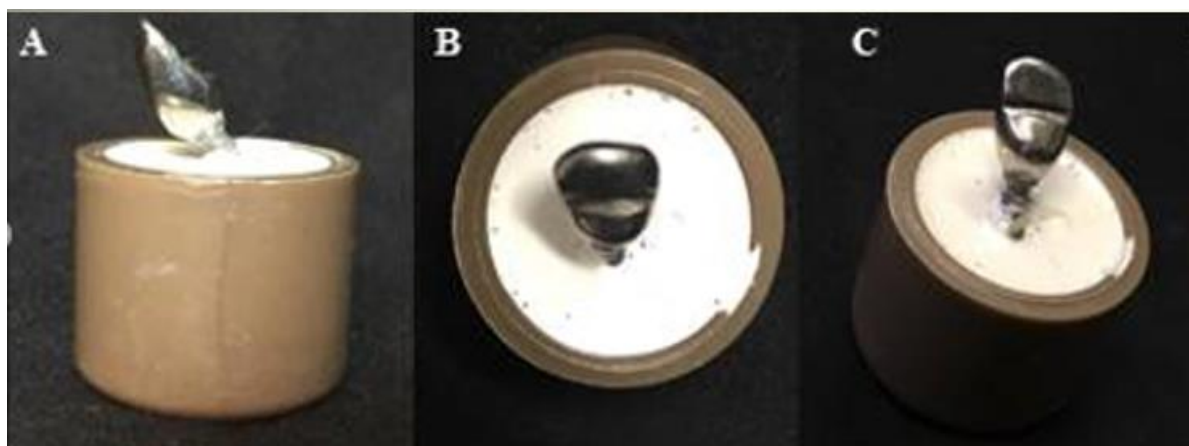
Figura 6: Coroa metálica cimentada em seu respectivo conjunto implante/pilar.



Fonte: Autor.

Os conjuntos implantes/pilares/coroas foram embutidos em cilindros de PVC com uma angulação de 30°, estando a plataforma dos implantes posicionadas a 3 mm acima da borda dos cilindros a fim de simular reabsorção óssea (ISO 14801; KHRAISAT, et al., 2002). Para o posicionamento dos conjuntos, estes foram acoplados a haste superior do delineador (BioArt, São Carlos, Sp, Brasil) o qual foi modificado para reproduzir uma angulação de 30° no embutimento do conjunto. Após centralizados os conjuntos e devidamente angulados, a resina selecionada, com propriedades elásticas uniformes e módulo de elasticidade semelhantes ao tecido ósseo medular humano (Resina F23, Axson, Cergy, France) (Figura 7), foi manipulada de acordo com as instruções do fabricante, sendo 6gr da parte A (Polyol), com 6gr da parte B (Isocianato) pelo período de 1 minuto.

Figura 7: Embutimento do conjunto implante/pilar/coroa em resina. A) Vista lateral do conjunto; B) Vista oclusal do conjunto; C) Vista palatina do conjunto.



Fonte: Autor.



Figura 8: Resina Axson F23 Polypol (monômero e polímero) utilizada para o embutimento dos conjuntos.

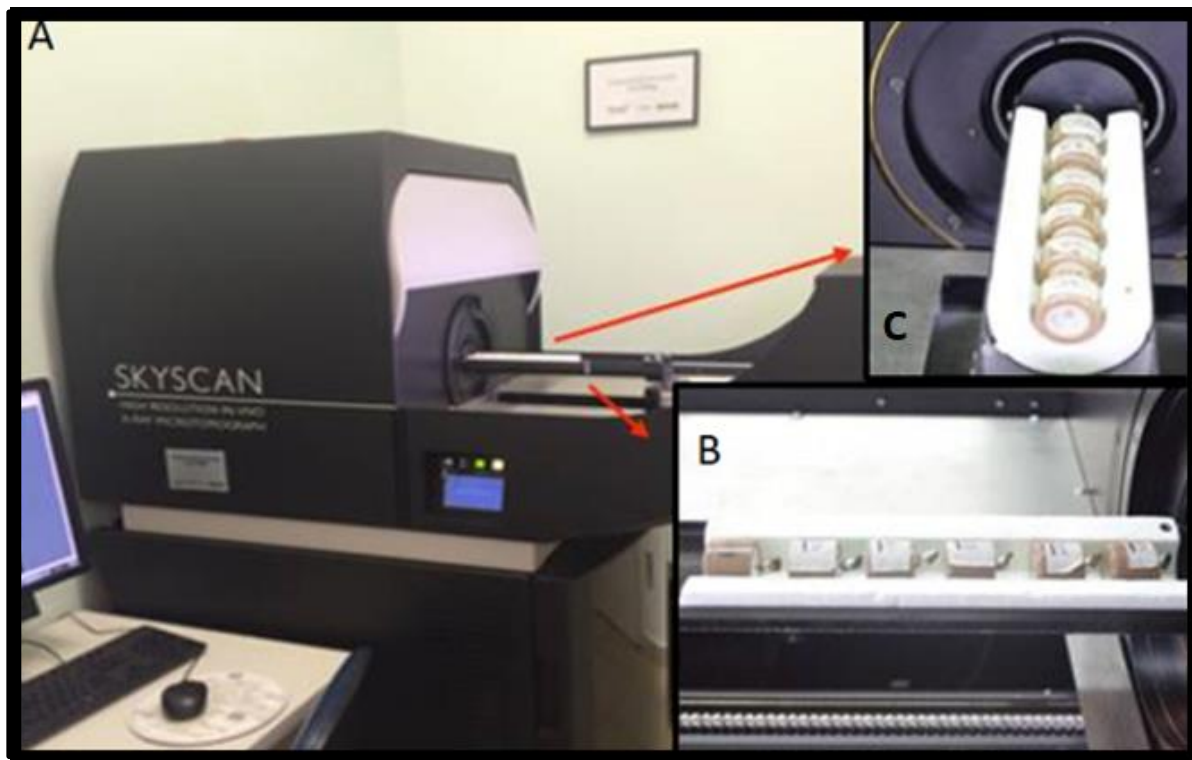


Fonte: Autor.

#### 3.4 AVALIAÇÃO DA DESADAPTAÇÃO MARGINAL VERTICAL E INTERNA POR MEIO DE MICROTOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA (MICRO-CT)

A adaptação marginal dos conjuntos coroa/pilar, inicialmente, foi avaliada por meio de micro-CT (SkyScan 1176, Bruker, micro-CT, Kontich Bélgica) (Figura 8). Oito conjuntos implante/pilar/corona de cada grupo foram escaneados em um micro tomógrafo (SkyScan 1176, Bruker, micro-CT, Kontich, Bélgica) utilizando os seguintes parâmetros: tensão de aceleração: 90 kV, corrente de 272 mA, 360° de rotação, resolução isotrópica de 9  $\mu$ m, passos de rotação de 0,7, quadros de 4 e filtro de 0,1mm de Cobre.

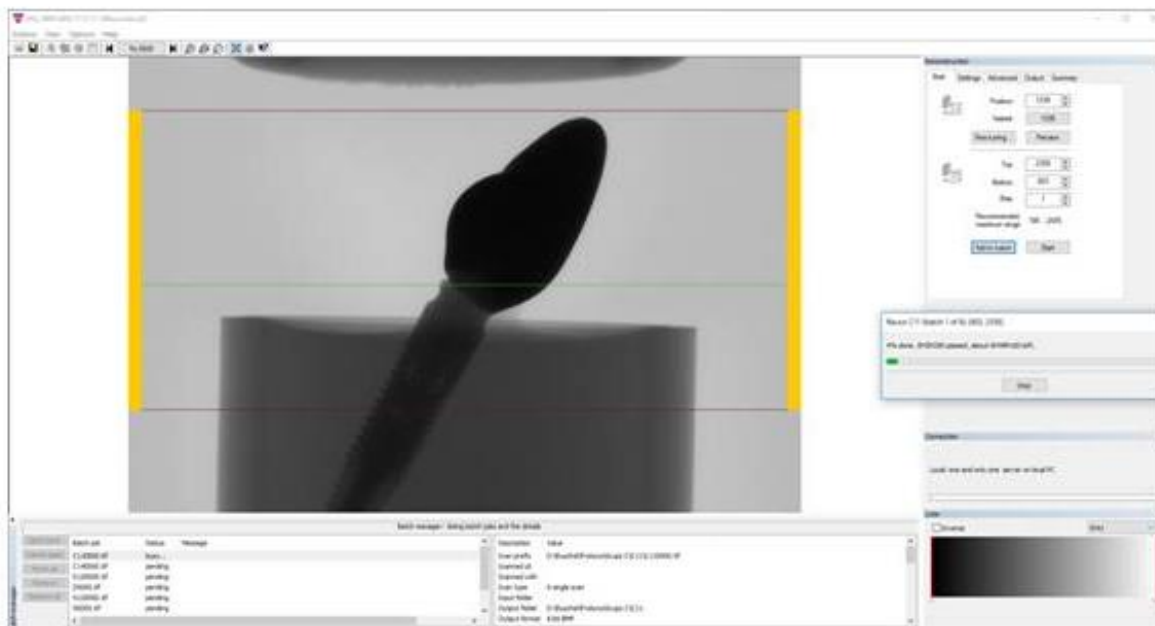
Figura 9: Microtomógrafo computadorizado com as amostras posicionadas.(A) Vista panorâmica (B) Vista lateral. (C) Vista frontal das amostras posicionadas prontas para escaneamento.



Fonte: Autor.

Posteriormente ao escaneamento, as imagens adquiridas pelo micro-CT foram reconstruídas no *software* NRecon (Bruker-microCT, Kontich, Bélgica) com os seguintes ajustes da imagem: *Smoothing* = 4; *Ring Artifact Correction* = 20; *Beam Hardening Correction* (%) = 51 (Figura 10).

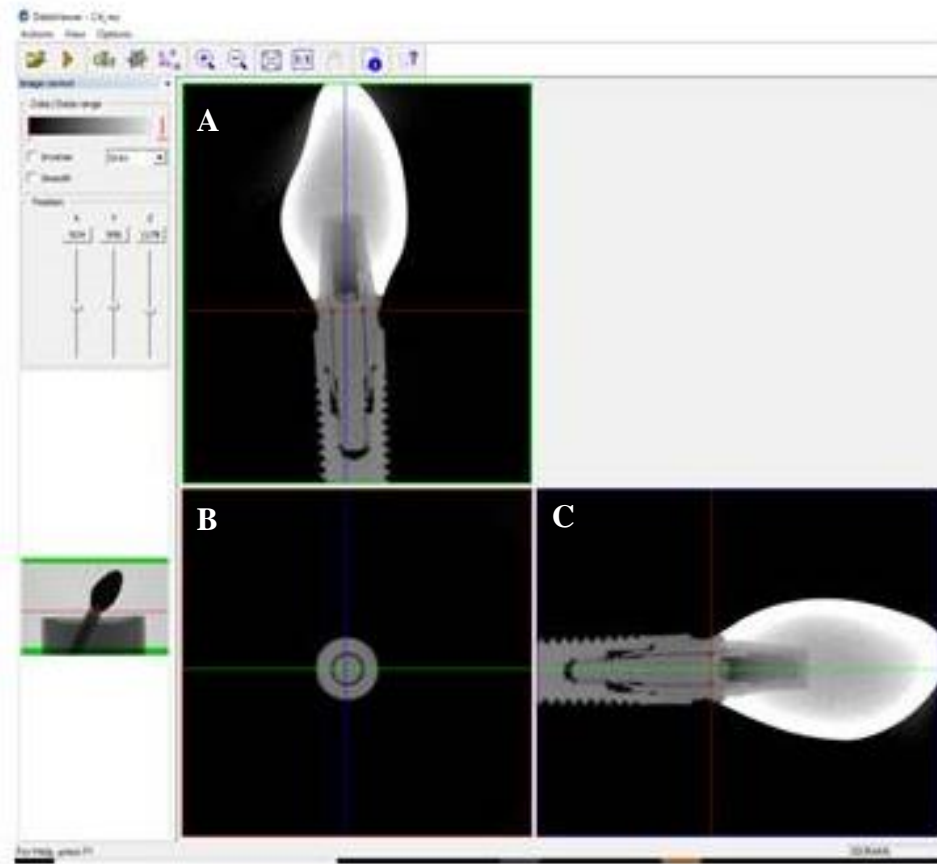
Figura 10: Imagem do *software* NRecon utilizado para reconstrução das imagens dos conjuntos implantes/pilares/coroas.



Fonte: Autor

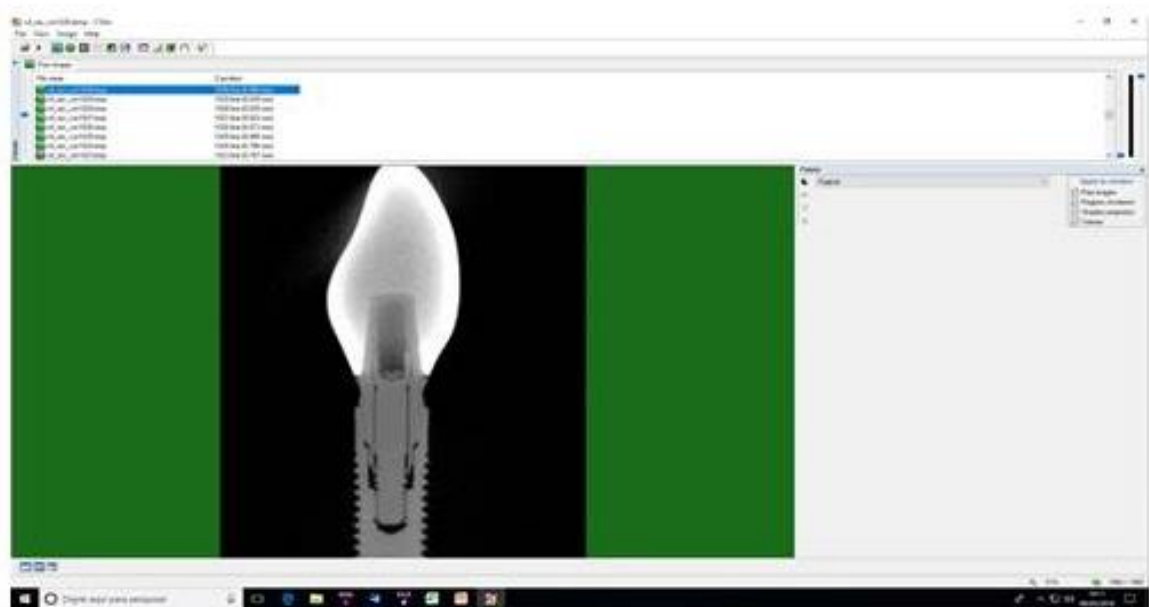
O processamento e análise das imagens foram inicialmente realizados no *software* *Data Viewer* (Bruker, micro-CT, Kontich, Bélgica), o qual permite a visualização simultânea dos três planos dimensionais (x, y, z) (Figura 11), a partir dos quais dois novos arquivos foram gerados para análise da desadaptação marginal e interna no programa CTAn (Bruker, micro-CT, Kontich, Bélgica): (1) Novo diretório dos cortes sagitais; (2) Novo diretório dos cortes coronais (Figura 12).

Figura 11: Imagem do *software* Data Viewer utilizado para visualização dos três planos dimensionais: A) Sagital; B) Transaxial e C) Coronal.



Fonte: Autor

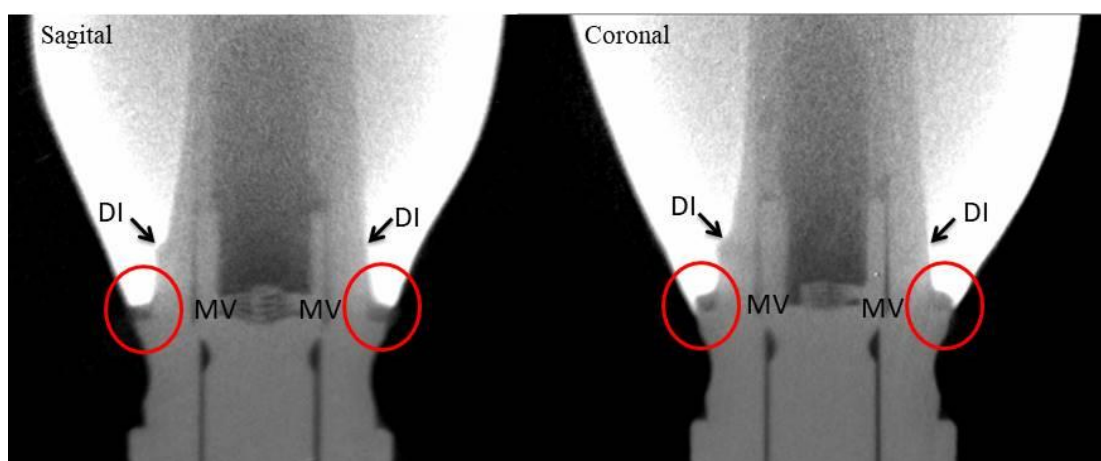
Figura 12: Imagem do *software* CTAn utilizado para mensuração da desadaptação marginal vertical e interna.



Fonte: Autor.

Após, os novos diretórios (sagital e coronal) foram carregados no programa CTAn onde, por meio da ferramenta *Measure Tool*, foram realizadas as mensurações da desadaptação marginal e interna (Figura 13), em 10 diferentes secções de cada plano dimensional. Para isto um corte central do conjunto implante/pilar/coroa em cada diretório (coronal e sagital) foi determinado para cada conjunto e estabeleceu-se 5 planos acima e 5 planos abaixo da imagem central, com um deslocamento entre planos de 0,100 mm. Dessa forma, para cada situação foram feitas 2 medidas para desadaptação marginal vertical e 2 medidas para desadaptação interna em cada face (vestibular, palatina, mesial e distal) resultando dessa forma em 20 medidas por face, 80 medidas por corpo de prova.

Figura 13: Imagem representativa da mensuração das desadaptações marginal vertical (MV) e interna (DI) nos dois cortes: sagital e coronal.



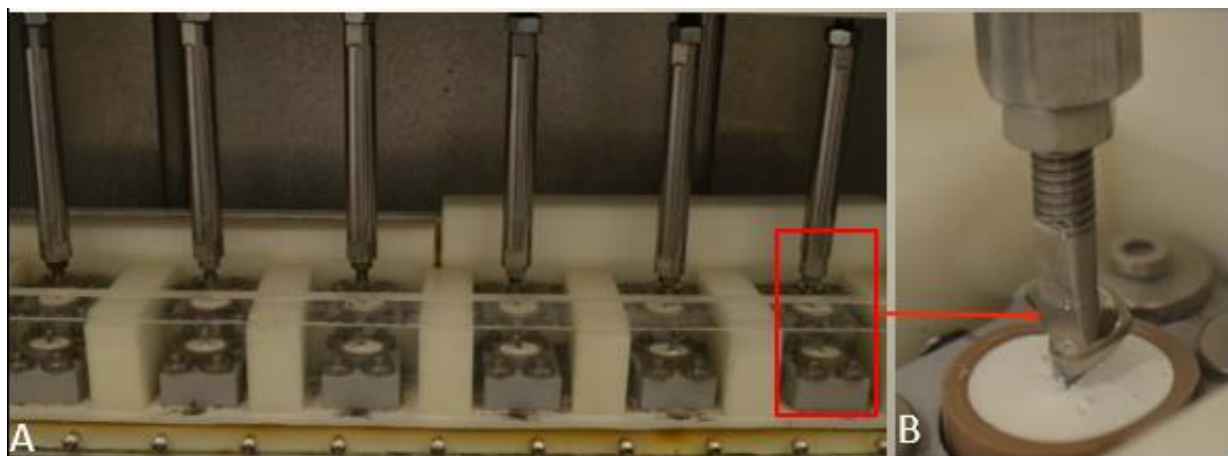
Fonte: Autor.

### 3.5 ENSAIO DE CICLAGEM TERMOMECÂNICA (CTM)

Para o ensaio de CTM foram utilizadas 32 amostras, sendo 8 amostras de cada grupo, e foi utilizado um simulador de mastigação pneumático (BIOPDI, São Carlos, SP, Brasil) (Figura 14). As amostras foram posicionadas, aleatoriamente, na máquina de ensaios, sendo aplicada, em cada conjunto, carga de 100 N por meio de uma ponta metálica com superfície plana na região do cingulo da coroa metálica do dente de cada conjunto. Foram simulados  $1 \times 10^6$  ciclos mecânicos com frequência de 3 Hz, correspondendo 1 ano de utilização da peça protética (CIBIRKA, et al., 2001; GRATTON; AQUILINO; STANFORD, 2001; KHRAISAT, et al., 2004). Durante o ensaio, as amostras foram mantidas em água destilada e termociclada com

variação de temperatura entre 5° - 55° C (VÁSQUEZ, et al., 2009), sendo realizados aproximadamente 2.000 ciclos térmicos.

Figura 14: Ensaio de CTM. A) Amostras posicionadas; B) Vista aproximada do posicionamento da ponta antagonista sobre o cingulo da coroa metálica.



Fonte: O autor

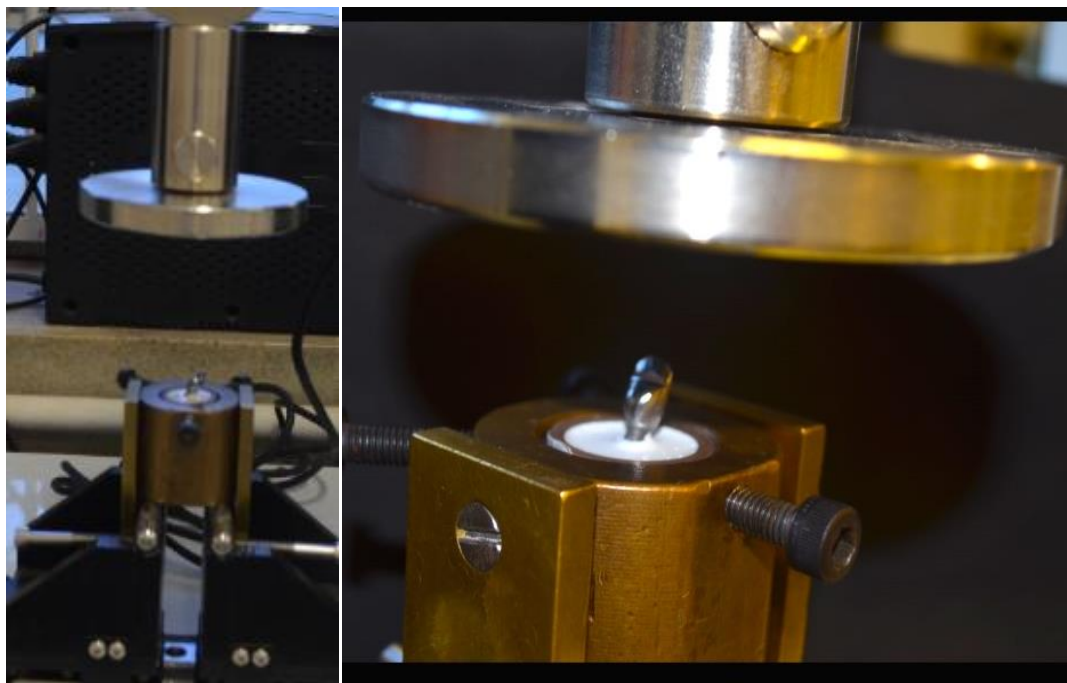
Após a CTM as amostras foram novamente escaneadas, da mesma maneira descrita anteriormente, para a avaliação das desadaptações marginal vertical e interna das coroas aos pilares.

### 3.6 ENSAIO DE RESISTÊNCIA À COMPRESSÃO

Para o teste de resistência à compressão foram utilizados os 64 conjuntos implantes/pilares/coroas obtidos no estudo, sendo 16 conjuntos de cada grupo. Dessa forma, para este ensaio cada grupo foi dividido em dois subgrupos (1- grupo sem CTM e 2- com CTM).

Para a realização do ensaio mecânico de resistência à fratura, as amostras fixadas na matriz de poliuretano com angulação de 30° (norma ISO 14801) foram posicionados em um dispositivo metálico reto na máquina universal de ensaios mecânicos (Biopdi, São Carlos, Brasil), equipada com célula de carga de 1.000 kgf com velocidade de deslocamento de 1,0 mm/minuto. O ponto de carga foi localizado a 11,5 mm da superfície da plataforma do implante (Figura 15).

Figura 15: Ensaio de resistência à compressão em máquina universal de ensaios (Biopdi, São Carlos, Brasil)



Fonte: Autor.

Durante o ensaio, a carga foi aplicada sobre a amostra até que a força máxima de deformação (FMD) fosse ultrapassada e deformações plásticas começassem a ocorrer ou até ocorrer a fratura em algum dos componentes. O acompanhamento do decréscimo da força de resistência, sem a ocorrência de fratura pôde ser feito por meio de um programa no computador acoplado a máquina de ensaios. Este programa gera um gráfico de tensão/deformação do ensaio em tempo real o qual permite visualizar a quantidade de carga e o comportamento da amostra. Como padronização do ensaio, quando houve um deslocamento de 3 mm sem nenhuma ocorrência de deformação, o teste foi interrompido. Valores de força máxima de deformação (FMD) e força de fratura (FF) foram analisados.

Após o ensaio de resistência à compressão, 3 conjuntos aleatórios de cada subgrupo foram levados ao micro-CT para que estes pudessem ser escaneados, utilizando os seguintes parâmetros: tensão de aceleração: 90 kV, corrente de 272 mA, 360° de rotação, resolução isotrópica de 9  $\mu\text{m}$ , passo de rotação de 0,7, quadros de 4 e filtro de 0,1 mm Cu. Posteriormente ao escaneamento, as imagens adquiridas pelo micro-CT foram reconstruídas no *software*

*NRecon* (SkyScan) com os seguintes ajustes da imagem: *Smoothing* = 4; *Ring Artifact Correction* = 20; *Beam Hardening Correction* (%) = 51. Após, as imagens foram transferidas para o *Data Viewer* (SkyScan) para que a avaliação qualitativa dos conjuntos em cada situação conjunto fraturado sem CTM e conjunto fraturado com CTM.

O teste estatístico de Shapiro-Wilk para normalidade e o teste de Levene para homogeneidade revelaram distribuições normais para os dados. Os dados para desadaptação marginal vertical e interna e resistência à compressão foram submetidos ao modelo linear de efeitos mistos e post-hoc teste de Tukey ( $p < 0,05$ ).

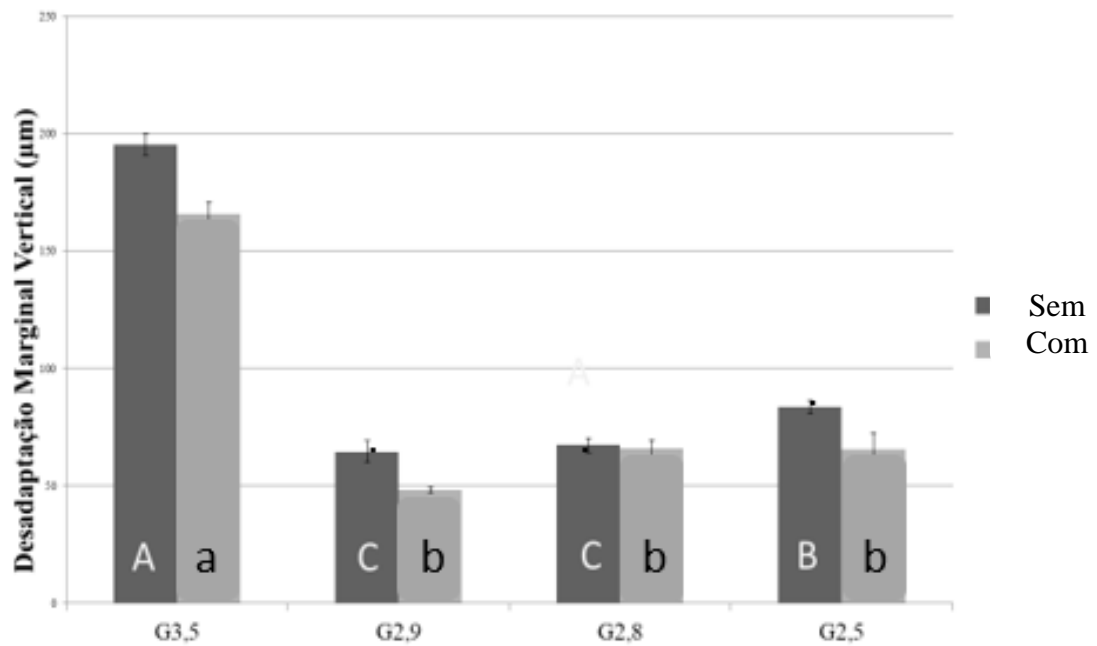


## 4. RESULTADOS

### 4.1 DESADAPTAÇÃO MARGINAL VERTICAL

Os dados (média e desvio padrão) para a desadaptação marginal vertical da coroa/pilar são apresentados na figura 16.

Figura 16: Representação gráfica da desadaptação marginal vertical sem e com CTM para cada grupo.



Diferentes letras maiúsculas mostram diferenças estatisticamente significantes entre os grupos ( $p \leq 0,05$ ) e diferentes letras minúsculas mostram diferenças estatisticamente significantes dentro do mesmo grupo quando comparados sem e com CTM ( $p \leq 0,05$ ).

Fonte: Autor.

A análise estatística (Tabela II) comparando a desadaptação marginal das coroas/pilares mostrou haver diferença estatisticamente significativa entre os grupos nos diferentes tempos, sendo que sem CTM, G3,5 apresentou os maiores valores, sendo estatisticamente diferente de todos os grupos ( $p < 0,005$ ), G2,5 estatisticamente diferente de G2,9 e G2,8 que apresentaram-se semelhantes entre si. Com CTM apenas G3,5 foi estatisticamente diferente dos demais, enquanto G2,9, G2,8 e G2,5 foram semelhantes entre si.

Com relação ao efeito da CTM na desadaptação marginal vertical das coroas/pilares intragrupos, a análise estatística (Tabela II) mostrou não haver influência desta ( $p < 0,05$ ).

Tabela II: Valores, média e desvio padrão, da desadaptação marginal vertical ( $\mu\text{m}$ ).

Grupos	Tempo	Média	Desvio padrão	Mínimo	Máximo
G3,5	Sem	195,230Aa	8,838	187,275	197,186
	Com	165,843Aa	101,276	132,959	198,727
G2,9	Sem	64,599Ca	9,236	59,644	69,555
	Com	48,293Ba	2,666	15,410	81,178
G2,8	Sem	67,354Ca	6,305	62,399	72,310
	Com	66,138Ba	6,977	33,254	99,023
G2,5	Sem	83,667Ba	5,970	78,712	88,623
	Com	65,721Ba	14,260	32,838	98,606

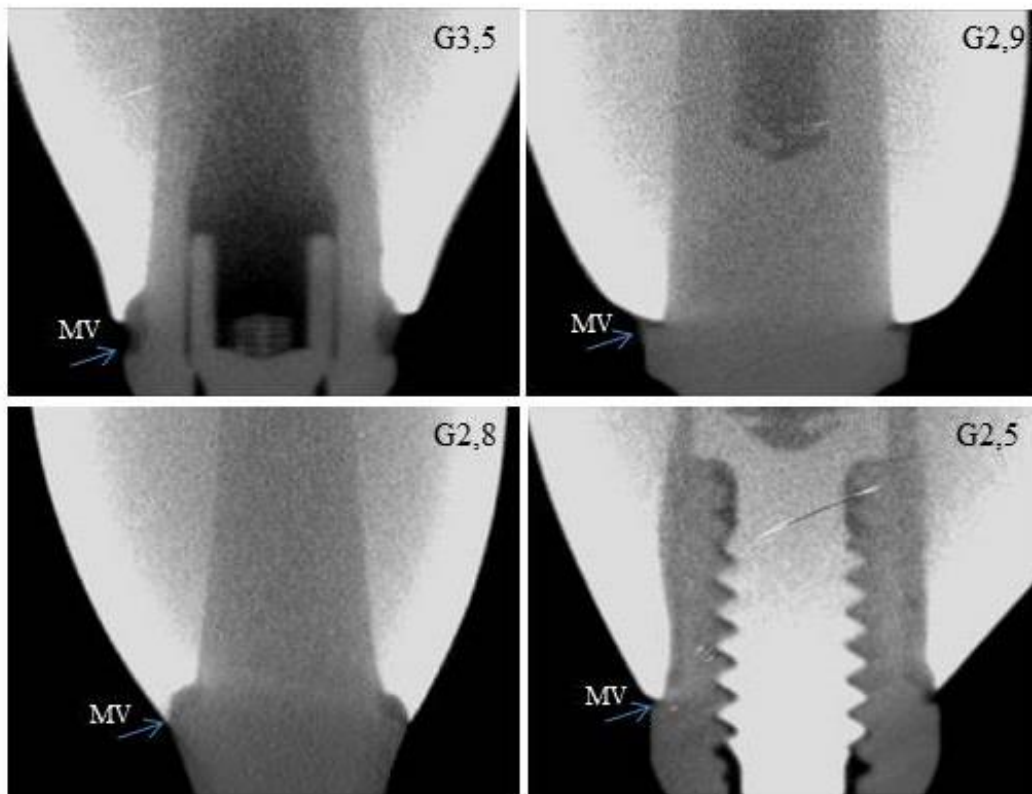
Diferentes letras maiúsculas mostram diferenças estatisticamente significantes entre os grupos ( $p \leq 0,05$ ) e diferentes letras minúsculas mostram diferenças estatisticamente significantes dentro do mesmo grupo quando comparados sem e com CTM ( $p \leq 0,05$ ).

Fonte: autor.

#### 4.2 ANÁLISE QUALITATIVA DA DESADAPTAÇÃO MARGINAL VERTICAL

Após a análise das imagens obtidas por micro-CT, a avaliação qualitativa da adaptação dos conjuntos implante/pilar/coroa demonstraram que para a desadaptação marginal vertical (Figura 17) o G3,5 foi o que apresentou maior falta de material, entre o término da coroa e a plataforma do pilar protético. Para os demais grupos, observou-se uma maior aproximação do término da coroa com a plataforma do pilar protético.

Figura 17. Avaliação das desadaptações marginal vertical nos diferentes grupos por meio de micro-CT.

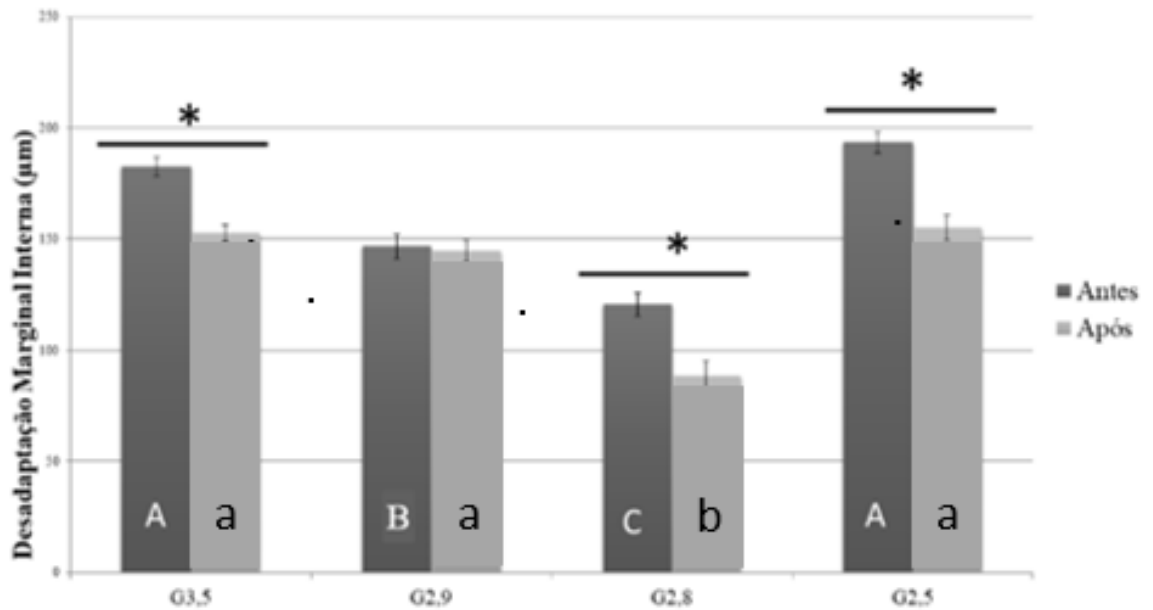


Fonte: Autor.

### 4.3 DESADAPTAÇÃO INTERNA

Os dados (média e desvio padrão) para a desadaptação marginal interna da coroa/pilar são apresentados na figura 18.

Figura 18: Representação gráfica da desadaptação marginal interna sem e com CTM para cada grupo.



Diferentes letras maiúsculas mostram diferenças estatisticamente significantes entre os grupos ( $p \leq 0,05$ ) e diferentes letras minúsculas mostram diferenças estatisticamente significantes dentro do mesmo grupo quando comparados sem e com CTM ( $p \leq 0,05$ ).

Fonte: o autor.

A análise estatística comparando a desadaptação interna da coroa/pilar mostrou haver diferença estatisticamente significativa entre os grupos nos diferentes tempos, sendo que sem CTM, G3,5 e G2,5 foram estatisticamente semelhantes entre si ( $p > 0,05$ ) e diferentes dos demais ( $p < 0,05$ ), e G2,9 e G2,8 foram estatisticamente diferentes entre si ( $p < 0,05$ ). Com a CTM apenas G2,8 foi estatisticamente diferente dos demais ( $p < 0,05$ ), enquanto G3,5, G2,9 e G2,5 foram semelhantes entre si ( $p > 0,05$ ) (Tabela III).

Com relação ao efeito da CTM na desadaptação marginal interna das coroas/pilares, a análise estatística mostrou haver influência desta para os grupos G3,5, G2,8 e G2,5 ( $p > 0,05$ ) (Tabela III).

Tabela III: Valores, média e desvio padrão, da desadaptação marginal interna ( $\mu\text{m}$ )

Grupos	Tempo	Média	Desvio padrão	Mínimo	Máximo
G3,5	Sem	182,696Aa	8,721	176,308	189,085
	Com	152,543Ab	7,065	145,767	159,319
G2,9	Sem	146,534Ba	10,656	140,146	152,923
	Com	144,600Aa	9,300	137,825	151,377
G2,8	Sem	120,472Ca	10,757	114,085	126,861
	Com	88,284Bb	13,558	81,508	95,061
G2,5	Sem	193,276Aa	9,565	186,889	199,665
	Com	154,831Ab	11,238	148,056	161,608

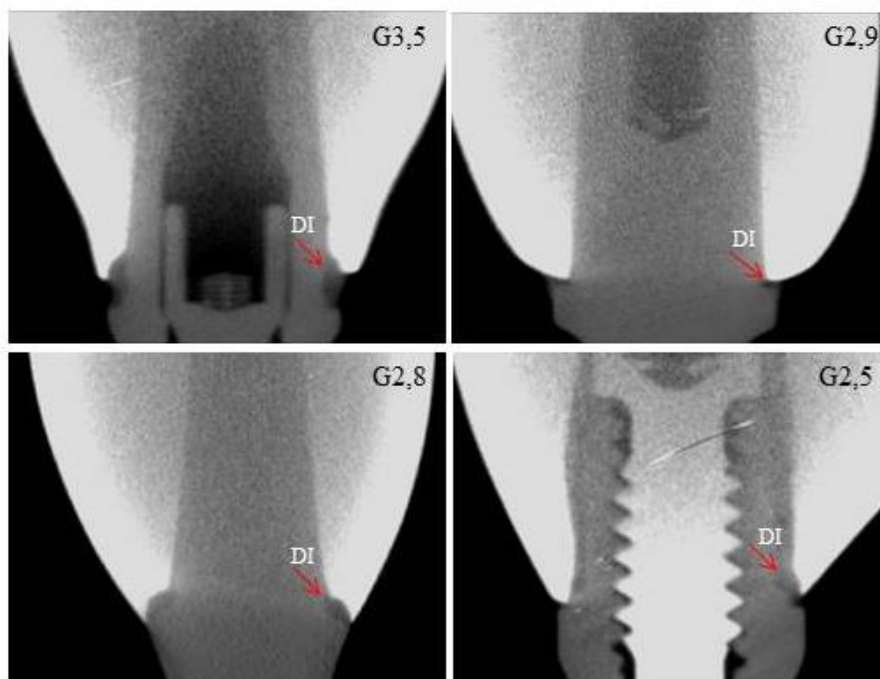
Diferentes letras maiúsculas mostram diferenças estatisticamente significantes entre os grupos ( $p \leq 0,05$ ) e diferentes letras minúsculas mostram diferenças estatisticamente significantes dentro do mesmo grupo quando comparados sem e com CTM ( $p \leq 0,05$ )

Fonte: Autor.

#### 4.4 ANÁLISE QUALITATIVA DA DESADAPTAÇÃO INTERNA

Com relação a desadaptação interna da coroa/pilar notou-se que todos os grupos apresentaram imagens bem semelhantes, sendo o local de maior desadaptação interna foi próximo ao término da coroa (Figura 20)

Figura 20. Avaliação das desadaptações internas nos diferentes grupos por meio de micro-CT.

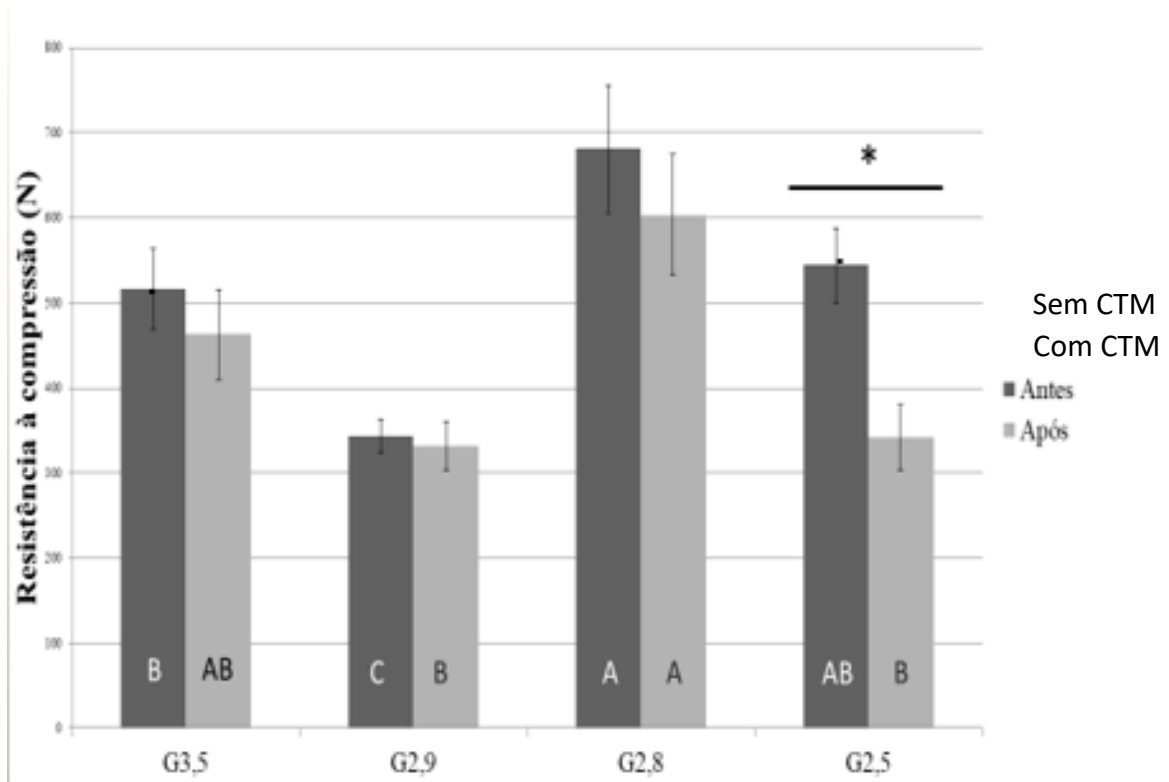


Fonte: Autor.

#### 4.5 RESISTÊNCIA À COMPRESSÃO

Os dados (média e desvio padrão) para a resistência à compressão dos conjuntos implante/pilar/coroa são apresentados na Figura 21.

Figura 21: Representação gráfica da resistência à compressão N) Nos diferentes subgrupos sem e com CTM.



Diferentes letras maiúsculas mostram diferenças estatisticamente significantes entre os grupos ( $p \leq 0,05$ ) e diferentes letras minúsculas mostram diferenças estatisticamente significantes dentro do mesmo grupo quando comparados sem e com CTM ( $p \leq 0,05$ ).

Fonte: o autor.

A análise estatística comparando a resistência à compressão dos grupos mostrou haver diferença estatisticamente significativa entre os grupos nos diferentes subgrupos, sendo que para o subgrupo sem CTM, G3,5 e G2,5 foram semelhantes entre si, G3,5 estatisticamente diferente do G2,8 ( $p < 0,05$ ) e G2,9 estatisticamente diferente de todos os grupos ( $p < 0,05$ ) e com CTM G2,8 apresentou-se estatisticamente diferente do G2,5 e G2,9 ( $p < 0,05$ ) (Tabela IV).

Com relação ao efeito da CTM na resistência à compressão dos conjuntos, a análise estatística mostrou haver influência desta apenas para G2,5 ( $p < 0,05$ ) (Tabela IV).

Tabela IV: Valores da resistência à compressão (N)

Grupos	Tempo	Média	Desvio padrão	Mínimo	Máximo
<b>G3,5</b>	Sem	516,255Ba	93,109	443,589	588,921
	Com	462,839Aba	105,972	389,479	536,199
<b>G2,9</b>	Sem	343,474Ca	39,483	270,808	416,140
	Com	331,490Ba	58,653	258,130	404,850
<b>G2,8</b>	Sem	681,141Aa	150,133	608,475	753,807
	Com	603,035Aa	142,425	529,675	676,395
<b>G2,5</b>	Sem	544,095ABa	86,610	471,429	616,761
	Com	341,631Bb	78,020	268,271	414,991

Diferentes letras maiúsculas mostram diferenças estatisticamente significantes entre os grupos ( $p \leq 0,05$ ) e diferentes letras minúsculas mostram diferenças estatisticamente significantes dentro do mesmo grupo quando comparados sem e com CTM ( $p \leq 0,05$ ).

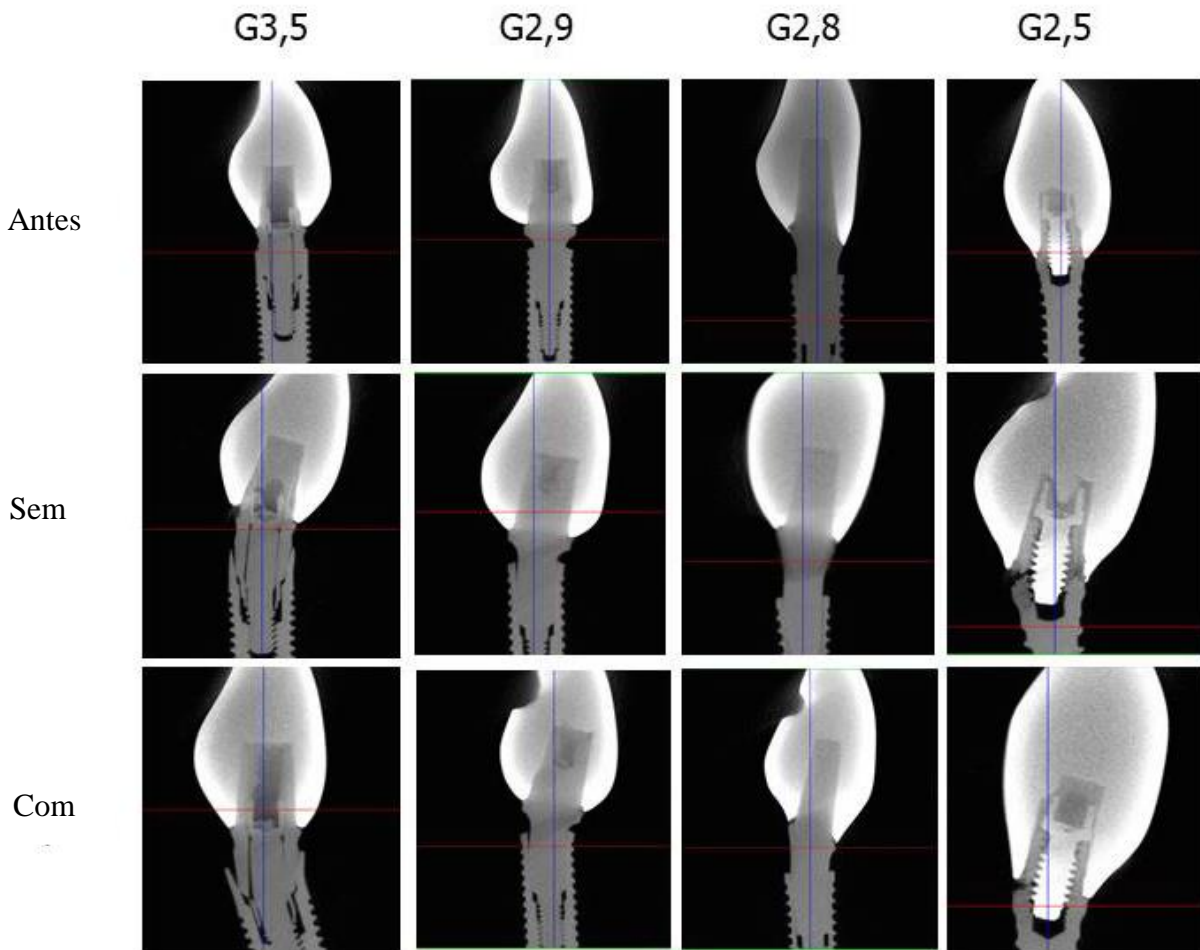
Fonte: Autor.

#### 4.6 ANÁLISE QUALITATIVA DA RESISTÊNCIA À COMPRESSÃO

Na avaliação qualitativa do modo de falha por meio de micro-CT, conforme a figura 22, antes dos testes, sem e com CTM, percebe-se que houve deformação plástica permanente dos conjuntos implante/pilar para todos os grupos. Também, para estes grupos observou-se um deslocamento da coroa protética, em consequência da carga aplicada. Os grupos G3,5 e G2,5 apresentaram deslocamento significativo da coroa e pilar além de fratura do conjunto.

Figura 22. Imagens de micro-CT para a avaliação qualitativa da deformação e/ou fratura dos conjuntos implante/pilar/coróa, antes, sem e com CTM.





Fonte: Autor

## 5. DISCUSSÃO

Sabe-se que dentro dos vários itens para a obtenção de sucesso e longevidade da reabilitação oral com implantes, uma adaptação precisa das coroas aos pilares deve ser apresentada, pois, se houver uma desadaptação significativa, a absorção das forças aplicadas sobre a prótese será desigual, podendo levar ao afrouxamento do parafuso e/ou fratura dos componentes envolvidos (FENNER et al., 2016; KAHRAMANOGLU et al., 2016). No presente estudo, a adaptação marginal vertical e interna de conjuntos pilar/coróa foram avaliados, assim como resistência a compressão também, ambos sem e com CTM, e ainda, através de micro-CT qualitativamente.

A adaptação marginal vertical é considerada como um fator de relevância para próteses implantossuportadas por proporcionar estabilidade e vedamento do conjunto coróa/pilar frente a colonização de bactérias. Esse fato corresponde a manutenção da fisiologia local e diminuição da chance de desenvolvimento de periimplantites. As lacunas marginais criam situação propícia para proliferação de tecido mole e microrganismos (BAUER et al., 2012; MORIS et al., 2012; JORGE et al., 2013; KIKUCHI et al., 2014; HUANG et al., 2015; MORIS et al., 2016; WANG et al., 2016), ocasionando problemas biológicos que podem, por sua vez, desencadear um processo inflamatório, colocando em risco a osseointegração dos implantes (PAK et al., 2010).

Com relação aos valores de desadaptação marginal vertical aceitáveis entre a interface coróa/pilar, BRANEMARK (1983), preconizou que desajustes de 10  $\mu\text{m}$  poderiam ser considerados aceitáveis. Posteriormente, em 1993, SAKAGUCHI; BORGENSEN relataram que esse desajuste era suficiente para ocasionar sobrecarga e gerar instabilidade no sistema implantossuportado. SUNDAR, CHIKMAGALUR e PASHA, 2014, verificaram médias de 50 a 120  $\mu\text{m}$  de desajuste marginal vertical em coroas de níquel cromo e cromo cobalto usando a técnica de cera perdida. Atualmente, a maioria dos estudos tem considerado que discrepâncias marginais de até 120  $\mu\text{m}$  são clinicamente aceitáveis (REICH et al., 2005; BEUER et al., 2009; LOPEZ-SUAREZ et al., 2016). No presente estudo, apenas um grupo apresentou valores de desadaptação acima de 120 $\mu\text{m}$  sem e com CTM: G3,5, o que pode estar relacionado ao desenho do pilar que, por apresentar maior quantidade de detalhes comparado aos outros grupos (figura 2), pode ter dificultado a obtenção e/ou assentamento da coróa protética. Áreas de reentrância (canaletas) no pilar, forâme de acesso do parafuso passante, podem ser responsáveis por uma maior dificuldade no enceramento/construção da cúpula e fundição.

Para a desadaptação marginal interna, os grupos G3,5 e G2,5 que apresentaram pilares com maiores detalhes (Fig. 2), como canaletas de retenções, foram os que apresentaram maiores valores de desadaptação. Já o grupo G2,8 que tem seu pilar protético liso e sem detalhes na sua superfície, foi o que obteve os melhores resultados, fato este que pode ser atribuído a menor interferência da alteração dimensional do cilindro protético durante o processo de fundição. Esta desadaptação pode permitir ou não um correto assentamento da base da coroa protética à plataforma do pilar protético favorecendo a estabilidade do conjunto, evitando rotações, desaperto de parafusos de retenção e até fraturas (BAUER et al., 2012; MORIS et al., 2012; JORGE et al., 2013; KIKUCHI et al., 2014; MORIS et al., 2016; WANG et al., 2016). No presente estudo, todos os grupos apresentaram elevados valores de desadaptação marginal interna da coroa/pilar tanto sem, quanto com CTM. O método de obtenção das coroas, fundição convencional por chama, associado ao cilindro totalmente calcinável utilizado neste estudo, podem ter influenciado negativamente na adaptação das coroas aos pilares, uma vez que o processo de fundição pode ter causado uma alteração dimensional no cilindro calcinável utilizado para todos os grupos, em especial no grupo G3,5 que tem um pilar com mais detalhes em sua superfície. Talvez, como tentativa de minimizar este efeito, seria possível a utilização de cilindros calcináveis com cinta metálica (inexistentes no mercado), uma vez que o metal presente na cinta sofre menores alterações frente ao processo de fundição por apresentar temperatura de fusão acima da temperatura de queima do revestimento e compatível com a temperatura de injeção da liga (KANO et al., 2004), conseguindo manter as dimensões padronizadas do enceramento, sem haver distorções na base da coroa protética. Outra alternativa, seria a confecção das coroas no sistema CAD/CAM, uma vez que, por se tratar de uma tecnologia digital, permite a obtenção de peças mais precisas e adaptadas por apresentarem redução da alteração dimensional quando comparado aos métodos convencionais (BEUER, 2009; KOHORST, 2011; WANG et al., 2016; ORGES et al., 2017).

Nesta pesquisa, com relação ao efeito da CTM na desadaptação marginal vertical e interna, observou-se redução dos valores para ambas as desadaptações, sendo estatisticamente significativa apenas para a desadaptação interna, o que corrobora com estudos prévios (HECKER; ECKERT, 2003; MORIS et al., 2016) nos quais foi constatado que o assentamento das próteses aos pilares protéticos se modifica com o tempo após o carregamento mecânico. Isto porque a desadaptação entre o pilar e a coroa pode diminuir após o carregamento em função do desgaste das interfaces dos componentes, que podem eliminar microinterferências derivadas

do processo de usinagem, aproximando-as e, conseqüentemente, reduzindo a desadaptação entre as partes (MORIS et al., 2016).

Com relação a resistência à compressão dos conjuntos implante/pilar/coroa do presente estudo, esta foi avaliada nas amostras submetidas ou não à CTM. Embora os testes de compressão estática possam ajudar a avaliar a durabilidade dos componentes dos conjuntos implante/pilar/coroa, uma das principais causas de falhas na implantodontia pode ser por consequência da fadiga mecânica, assim, testes com carregamento cíclico, que é considerado um teste com maior aproximação clínica, demonstram resultados mais efetivos uma vez que conjuntos implante/coroa/pilar falham com mais frequência sob estes testes, em comparação à aplicação de uma carga estática única e, relativamente, mais alta (GUAZZATO et al., 2005; KELLY et al., 2012). Assim, quando comparados, nesta pesquisa, sem e com a CTM, notou-se que a CTM influenciou na resistência à compressão dos conjuntos, diminuindo os valores numéricos para todos os grupos, sendo estatisticamente significativa para o grupo G2,5. Além dos valores, as imagens qualitativas do micro-CT também permitiram avaliar a influência da CTM na resistência dos conjuntos, sendo que para todos os grupos testados foi observada deformação plástica.

Ainda, quanto ao teste de resistência a compressão dos conjuntos implante/pilar/coroa, verificou-se, que outros fatores podem ter influenciado nos resultados: diferenças com relação ao diâmetro dos implantes, material (composição), tipo de plataforma e diferenciação na composição pilar/implante ou corpo único.

Com relação as coroas, a opção de cimentação, nesta pesquisa, deu-se, principalmente pela única possibilidade em alguns conjuntos, os quais não permitem a utilização de coroas parafusadas, também, como os fabricantes trabalham com uma inclinação média de 6° na fabricação dos pilares, a retenção conseguida com próteses cimentadas sobre implantes é suficiente e cerca de tres vezes maior que a obtida em dentes naturais, recomendando o seu uso com segurança (MAKE et al., 2017). Ainda, a mesa oclusal destas coroas sobre IDRs é reduzida, recomendando próteses cimentadas por proporcionar melhor dissipação de cargas evitando os problemas associados às próteses parafusadas principalmente com relação à área de acesso. (SCUR, PEREIRA e SANADA, 2013)

O diâmetro do implante, compatível com a espessura óssea disponível é um dos pré requisitos para o sucesso da osseointegração. IDRs (menores que 3,5 mm) têm sido desenvolvidos para a reabilitação de casos com reduzida quantidade de osso (crista óssea fina), espaço protético reduzido (incisivos laterais superiores e inferiores e incisivos centrais

superiores), agenesias ou espaço interradicular limitado, porém, estudos questionam a longevidade destes implantes durante o funcionamento sob forças oclusais elevadas, o que aumenta o risco de falhas destes implantes devido a uma menor área de superfície disponível para a osseointegração, potencialmente tornando o implante mais susceptível a forças de carga adversas (IVANOFF et al., 1997; WINKLER et al., 2000). Fato não observado no presente estudo, pois a diferença de diâmetro dos implantes não influenciou nos resultados de resistência à compressão, uma vez que o grupo G2,8 apresentou resultados de resistência à compressão estatisticamente superiores aos demais grupos estudados, e o grupo G3,5 composto por implantes com diâmetro maior, apresentou valores de resistência à compressão sem e com a CTM inferiores ao G2,8 e G2,5. Dessa forma, tem-se que no processo de seleção dos implantes e pilares, outros fatores, não só o diâmetro do implante, devem ser avaliados para melhores resultados longitudinais, uma vez que o comportamento mecânico do conjunto implante/pilar/coroa não é afetado apenas pela diferença do diâmetro do implante, mas também por outros fatores que compõem o conjunto. Talvez o tipo de material (titânio tipo V), tenha determinado a maior resistência a compressão do G2,8 por ter na sua composição alumínio e vanádio determinando maior resistência à liga, ainda, também, poderia ser, o perfil interno do implante na região de acoplagem do pilar intermediário que por não apresentar estrias relativas as roscas (sistema friccional), estas, poderiam determinar áreas de fragilidade e risco maior de fratura. Outro fator relacionado ao G2,8 (friccional) é que o pilar por ser mais robusto e sem roscas, adapta-se ao implante formando um sistema de acoplagem mais eficiente com consequente dissipação de cargas mais favorável.

A análise qualitativa por meio de imagens de micro-CT foi utilizada no intuito de justificar as diferenças com relação à resistência à compressão encontradas entre os grupos, uma vez que permitem a visualização dos diferentes padrões de falhas após o ensaio. Sendo assim, foi possível observar que G3,5 apresentou, apesar de ter diâmetro maior, sem CTM, deformação plástica do conjunto com a presença de *gap* na interface pilar/implante e maior deslocamento do pilar/coroa e, com o teste de compressão, além da deformação plástica, apresentou fratura do pilar protético no interior do implante, o que pode ser atribuído ao desenho do implante e composição do pilar. A limitada espessura da parede cervical do implante associado a espessura delgada da porção apical do pilar protético deste grupo quando comparado aos demais grupos, pode ter sido determinante no padrão de falha diferente neste grupo. O pilar de duas peças desenvolvido pelo fabricante para este IDR de 3,5mm de diâmetro

pode ser uma das causas de fragilidade do conjunto devido à volumetria das estruturas dos componentes metálicos associados.

Outro fator que parece ter influenciado nos resultados deste estudo foi a diferenciação na composição por pilar/implante ou corpo único associado a conexão protética hexagonal externa. Assim, para o G2,5 (corpo único), observou-se padrão de falha diferente dos demais grupos, apresentando mínima deformação plástica do implante e fratura da área do componente protético (equivalente ao pilar), após o teste de compressão, que pode ter sido ocasionada devido a força exercida – braço de alavanca - pelo parafuso protético contra o pilar, uma particularidade de conexões hexagonais externas, onde não se tem um encaixe do pilar protético no interior do implante, tornando o conjunto mais susceptível à falhas (COPPEDE et al., 2009). A volumetria deste implante de 2,5 mm no corpo com uma plataforma de 3,0 mm pode ser a causa de sua fragilidade.

Com relação, especificamente aos pilares, neste estudo, verificou-se que o formato deles teve influência direta nos valores de desadaptação marginal vertical e interna das coroas, visto que os pilares protéticos apresentam encaixe específico ao seu respectivo implante e anatomia particular. Assim, é de suma importância o conhecimento técnico do conjunto coroa/pilar a ser utilizado, para se obter um melhor funcionamento biomecânico.

Correlacionando as expectativas clínicas de força mastigatória com os resultados e metodologia do presente estudo, sugere-se que todos os grupos possam apresentar respostas satisfatórias para a reabilitação com prótese implantossuportada restritas à região dos incisivos centrais e laterais inferiores e incisivos laterais superiores, visto que nas determinadas regiões cargas entre 186 N e 231 N foram observadas para força máxima, (SERRA e MANNS, 2013), e os conjuntos do presente estudo tiveram resistência média acima de 300 N mesmo após a CTM. Com relação à adaptação marginal vertical e interna das coroas aos pilares protéticos, assim como para a resistência à compressão, o grupo G2,8 foi o que apresentou melhores resultados, com menores valores de desadaptação, o que provavelmente com um assentamento mais adequado da base da coroa protética ao pilar, permitiu melhor funcionamento biomecânico do conjunto implante/pilar/coróa favorecendo sua estabilidade e evitando rotações, desaperto de parafusos de retenção e fraturas. Verifica-se, assim, que a seleção de implantes, pilares e coroas partem do conhecimento do seu comportamento mecânico para depois a sua utilização.

Com os resultados obtidos nesta pesquisa, constatou-se que o implante do grupo G2,8, tem as características mais adequadas para utilização em espaços protéticos reduzidos, não obstante em situações de grande convergência radicular, implantes como o G2,9 que tem ápice

de 2,4 mm ou G2,5 com 2,5 mm podem ser utilizados com menor risco cirúrgico.

Devido as limitações técnicas desta pesquisa, novas metodologias devem ser realizadas com o intuito de verificar o comportamento mecânicos destes implantes, suas conexões protéticas e coroas.

## 6. CONCLUSÕES

Com base nos resultados obtidos foi possível concluir que:

O pilar protético influenciou na adaptação marginal vertical e adaptação interna das coroas aos pilares sem e com CTM, sendo que o grupo G3,5 apresentou as maiores desadaptações e G2,8 as menores.

A CTM não influenciou a adaptação marginal vertical, porém influenciou a adaptação interna das coroas aos pilares, uma vez que houve diminuição das desadaptações interna nos diferentes grupos, com exceção do G2,9.

O diâmetro do implante influenciou na resistência à compressão dos conjuntos implante/pilar/coróa tanto sem quanto com a CTM, sendo que G2,8 apresentou os melhores resultados.

A CTM diminuiu a resistência à compressão dos conjuntos implante/coróa/pilar para todos os grupos, tendo o G2,5 os resultados menos favoráveis.



## REFERÊNCIAS

- ABDUO, J.; BENNANI, V.; WADDELL, N.; LYONS, K.; SWAIN, M. Assessing the fit of implant fixed prostheses: a critical review. **Int J Oral Maxillofac Implants.**, v. 25, n. 3; p. 506-515, 2010.
- ALMEIDA, E.O.; FREITAS JUNIOR, A.C.; BONFANTE, E. A.; ROCHA, E. P.; SILVA, N. R.; COELHO, P. G. Effect of microthread presence and restoration design (screw versus cemented) in dental implant reliability and failure modes. **Clin. Oral. Implants. Res.**, v. 24: n. 2, p. 191–196, 2012.
- ALLUM, S. R.; TOMLINSON, R. A.; JOSHI, R.; The impact of loads on standard diameter, small diameter and mini implants: a comparative laboratory study. **Clin Oral Implants Res.**, v. 19, n. 6, p. 553-559, 2008.
- ALQAHTANI, F.; FLINTON, R. Postfatigue fracture resistance of modified prefabricated zirconia implant abutments. **J Prosthet Dent.**, v. 112, n. 2, p. 299-305, 2014.
- AL WAZZAN, K. A.; AL-NAZZAWI, A. A. Marginal and internal adaptation of commercially pure titanium and titanium-aluminum-vanadium alloy cast restorations. **J. Contemp. Dent. Pract.**, 8(1): p.19-26, 2007.
- BAUER, J. R.; GRANDE, R. H.; RODRIGUES-FILHO, L. E.; PINTO, M. M.; LOGUERCIO, A. D. Does the casting mode influence microstructure, fracture and properties of different metal ceramic alloys? **Braz. Oral. Res.**, v. 26, n. 3, p. 190-196, 2012.
- BAYRAMOĞLU, E.; KULAK ÖKAN, Y.; YILDIZ, C. Comparison of marginal and internal fit of press-on-metal and conventional ceramic systems for three- and four-unit implant-supported partial fixed dental prostheses: an in vitro study. **J Prosthet Dent.**, v. 114, n. 1, p. 52-58, 2015.
- BEUER, F.; AGGSTALLER, H.; EDELHOFF, D.; GERNET, W.; SORENSEN, J. Marginal and internal fits of fixed dental prostheses zirconia retainers. **Dent. Mater.**, v. 25, n. 1, p. 94-102, 2009.
- BONFANTE, E. A.; ALMEIDA, E. O.; LORENZONI, F. C.; COELHO, P. G. Effects of implant diameter and prosthesis retention system on de reliability of single crowns. **Int J Oral Maxillofac Implants.**, v. 30, n. 1, p 95-101, 2015.
- BORDIN, D.; WITEK, L.; FARDIN, V. P.; BONFANTE, E. A.; COELHO, P. G. Fatigue failure of narrow implants with different implant-abutment connection designs. **J Prosthodont.**, doi: 10.1111/jopr.12540.
- BRÅNEMARK, P. I. Osseointegration and its experimental background. **J Prosthet Dent.**, v. 50, p. 399-410, 1983.
- CIBIRKA, R. M.; NELSON, S. K.; LANG, B. R.; RUEGGEBERG, F. A. Examination of the implant-abutment interface after fatigue testing. **J. Prosthet. Dent.**, v. 85, n. 3, p. 268-275, 2001.

CHANG, T. L.; MARUYAMA, C.; WHITE, S. N.; SON, S.; CAPUTO, A. A. Dimensional accuracy analysis of implant framework castings from 2 casting systems. **Int J Oral Maxillofac Implants.**, v. 20, n. 5, p. 720-725, 2005.

COELHO, C. S.; BIFFI, J. C.; SILVA, G. R.; ABRAHÃO, A.; CAMPOS, R. E.; SOARES, C. J.; Finite element analysis of weakened roots restored with composite resin and posts. **Dent Mater J.**, v. 28, n. 6, p. 671-678, 2009.

COPPEDÊ, A. R.; BERSANI, E.; MATTOS, M. G. de; RODRIGUES, R. C.; SARTORI, I. A.; RIBEIRO, R. F.; Fracture resistance of the implant-abutment connection in implants with internal hex and internal conical connections under oblique compressive loading: an in vitro study. **Int J Prosthodont.**, v. 22, n. 3, p. 283-286, 2009.

CORAY, R.; ZELTNER, M.; OZCAN, M. Fracture strength of implant abutments after fatigue testing: A systematic review and a meta-analysis. **J Mech Behav Biomed Mater.**, v. 62, p. 333-346, 2016.

DITTMER, M.P.; DITTMER, S.; BORCHERS, L.; KOHORST, P.; STIESCH, M. Influence of the interface design on the yield force of the implant-abutment complex before and after cyclic mechanical loading. **J Prosthodont Res.**, v. 56, n. 1, p. 19-24, 2012.

FENNER, N.; HÄMMERLE, C.H.F.; SAILER, I.; JUNG, R. E. Long-term clinical, technical, and esthetic outcomes of all-ceramic vs. titanium abutments on implant supporting single-tooth reconstruction after at least 5 years. **Clin Oral Implants Res.**, v. 27, p. 716-723, 2016.

FREITAS JUNIOR, A. C.; BONFANTE, E. A.; MARTINS, L. M.; SILVA, N. R. F. A.; MAROTTA, L.; COELHO, P. G.; Effect of implant diameter on reliability and failure modes of molar crowns. **Int J Prosthodont.**, v. 24, n. 6, p. 557-561, 2011.

FRETWURST, T.; WANNER L.; NAHLES, S.; RAGUSE, J. D.; STRICKER, A, METZGER, M. C. A prospective study of factors influencing morbidity after iliac crest harvesting for oral onlay grafting. **J Craniomaxillofac Surg.**, v. 43, n. 5, p. 705-709, 2015.

GENG, J.P.; TAN, K.B.; LIU, G.R. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. **J Prosthet Dent.**, v. 85, n. 6, p. 585-98, 2001.

GRATTON, D. G.; AQUILINO, S.A.; STANFORD, C. M. Micromotion and dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface. **J. Prosthet. Dent.**, v. 85, n. 1, p. 47-52, 2001.

GRENADE, C.; MAINJOT, A.; VANHEUSDEN, A. Fit of single tooth zircônia copings: comparison between various manufacturing processes. **J Prosthet Dent.**, v. 105, n. 4, p. 249-255, 2011.

GUAZZATO, M.; QUACH, L.; ALBAKRY, M.; SWAIN, M.V. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y- TZP dental ceramic. **J. Dent.**, v. 33, n. 1, p. 9-18, 2005.

HECKER, D. M.; ECKERT, S. E. Cyclic loading of implant-supported prostheses: changes in component fit over time. **J Prosthet Dent.**, v. 89, n. 4, p. 346-351, 2003.

HIRATA, R.; BONFANTE, E. A.; ANCHIETA, B. R.; MACHADO, L. S.; FREITAS, G.; FAR-DIN, V. P.; TOVAR, N.; COELHO P. G.; Reliability and failure modes of narrow implant systems. **Clin Oral Invest.**, v. 20, n. 7, p. 1505–1513, 2016.

HSU, J. T.; FUH, L. J.; LIN, D.J.; SHEN, Y.W.; HUANG, H.L. Bone strain and interfacial sliding analyses of platform switching and implant diameter on an immediately loaded implant: experimental and three-dimensional finite element analyses. **J Periodontol.**, v. 80, n. 7, p. 1125-1132, 2009.

HUANG, Z.; ZHANG, L.; ZHU, J.; ZHANG, X. Clinical marginal and internal fit of metal ceramic crowns fabricated with a selective laser melting technology. **J. Prosthet. Dent.**, v. 113, n. 6, p. 623-627, 2015.

ISIDOR, F. Influence of forces on peri-implant bone. **Clin Oral Implants Res.**, v. 17, n. 2, p. 8-18, 2016.

ISO 14801:2007. **Dentistry – Implants – Dynamic fatigue test for endosseous dental implants.**

IVANOFF, C.J.; SENNERBY, L.; JOHANSSON, C.; RANGERT, B.; LEKHOLM, U. Influence of implant diameters on the integration of screw implants. An experimental study in rabbits. **Int J Oral Maxillofac Surg.**, v. 26, n. 2, p. 141–148, 1997.

JEMT, T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Brånemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. **Int J Oral Maxillofac Implants.**, v. 6, n. 3, p. 270-276, 1991.

JORGE, J. R.; BARAO, V. A.; DELBEN, J. A.; ASSUNCAO, W. G. The role of implant/abutment system on torque maintenance of retention screws and vertical misfit of implant-supported crowns before and after mechanical cycling. **Int J Oral Maxillofac Implants.**, v. 28, n. 2, p. 415-422, 2013.

KAHRAMANOGLU, E.; KULAK-OZKAN, Y. Marginal and internal adaptation of different superstructure and abutment materials using two different implant systems for five-unit implant-supported fixed dental prosthesis: an in vitro study. **Int J Oral Maxillofac Implants.**, v. 28, n. 5, p. 1207-1216, 2016.

KANO, S. C.; BONFANTE, G.; HUSSNE, R.; SIQUEIRA, A. F. Use of base metal casting alloys for implant framework: marginal accuracy analysis. **J Appl Oral Sci.**, v. 12, n. 4, p. 337-343, 2004.

KATSOULIS, J.; MERICSKE-STERN, R.; ENKLING, N.; KATSOULIS, K.; BLATZ, M.B. In vitro precision of fit of computer-aided designed and computer-aided manufactured titanium screw-retained fixed dental prostheses before and after ceramic veneering. **Clin Oral Implants Res.**, v. 26, n. 1, p. 44-49, 2015.

KELLY, J. R.; BENETTI, P.; RUNGRUANGANUNT, P.; BONA, A.D. The slippery slope – critical perspectives on in vitro research methodologies. **Dent Mater.**, v. 28, n. 1, p. 41–51, 2012.

KHAISAT, A.; STEGAROI, R.; NOMURA, S.; MIYAKAWA, O. Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. **J Prosthet Dent.**, v. 88, n. 6, p. 604-610, 2002.

KHRAISAT, A.; ABU-HAMMAD, O.; AL-KAYED, A. M.; DAR-ODEH, N. Stability of the implant/abutment joint in a single-tooth external-hexagon implant system: clinical and mechanical review. **Clin Implant Dent Relat Res.**, v. 6, n. 4, p. 222-229, 2004.

KIKUCHI, K.; AKIBA, N.; SADR, A.; SUMI, Y.; TAGAMI, J.; MINAKUCHI, S. Evaluation of the marginal fit at implant-abutment interface by optical coherence tomography. **J Biomed Opt.**, v. 19, n. 5, p. 1-7, 2014.

KITAGAWA, T.; TAMIMOTO, Y.; ODAKI, M.; NEMOTO, K.; AIDA, M.; Influence of implant/abutment joint designs on abutment screw loosening in a dental implant system. **J. Biomed Mater Res B Appl Biomater.**, v. 75, n. 2, p. 457–463, 2005.

KIM, K. B.; KIM, J.H.; KIM, W.C.; KIM, H.Y.; KIM, J.H. Evaluation of the marginal and internal gap of metal-ceramic crown fabricated with a selective laser sintering technology: two- and three-dimensional replica techniques. **J Adv Prosthodont.**, v. 5, n. 2, p. 179-186, 2013.

KOHORST, P.; JUNGHANNS, J.; DITTMER, M. P.; BORCHERS, L.; STIESCH, M. Different CAD/CAM processing routes for zirconia restorations: influence on fitting accuracy. **Clin. Oral. Investig.**, v. 15, n. 4, p. 527-536, 2011.

LANG, N. P.; PUN, L.; LAU, K. Y.; LI, K. Y.; WONG, M. C. A systematic review on survival and success rates of implants placed immediately into fresh extraction sockets after at least 1 year. **Clin Oral Implants Res.**, v. 23, n. 5, p. 39–66, 2012.

LOPEZ-SUAREZ, C.; GONZALO, E.; PELAEZ, J.; SERRANO, B.; SUAREZ, M. J. Marginal vertical discrepancies of monolithic and veneered zirconia and metal-ceramic three-unit posterior fixed dental prostheses. **Int J Prosthodont.**, v. 29, n. 3, p. 256-258, 2016.

MAKE, A.; HOMSI, A.; GUZAIS, M.; ALMALKI, A. Survey of Screw-Retained versus Cement-Retained Implant Restorations in Saudi Arabia. **Int dent.**, 2017.

MISCH, C. E.; PEREL, M. L.; WANG, H. L.; SAMMARTINO, G.; GALINDO-MORENO, P.; TRISI, P.; STEIGMANN, M.; REBAUDI, A.; PALT, A.; PIKOS, M. A.; SCWARTZ-ARAD, D.; CHOUKROUN, J.; GUTIERREZ-PEREZ, J. L.; MARENZI, G.; VALAVANIS, D. K. Implant success, survival, and failure: the International Congress of Oral Implantologists (ICOI) Pisa Consensus Conference. **Implant Dent.**, v.17, n.1, p. 5-15, 2008.

MORIS, I. C.; FARIA, A. C. L.; MATTOS, M.D.A.G. de; RIBEIRO, R. F.; RODRIGUES, R. C. S. Mechanical analysis of conventional and small diameter conical implant abutments. **J Adv Prosthodont.**, v. 4, n. 3, p. 158-161, 2012.

MORIS, I. C.; FARIA, A. C. L.; RIBEIRO, R. F.; RODRIGUES, R. C. S. Abutments with reduced diameter for both cement and screw retentions: analysis of failure modes and misfit of abutment–crown–connections after cyclic loading. **Clin Oral Impl Res.**, In press, 2016.

NAWAFLEH, N. A.; MACK, F.; EVANS, J.; MACKAY, J.; HATAMLEH, M. M. Accuracy and reliability of methods to measure marginal adaptation of crowns and FDPs: a literature review. **J Prosthodont.**, v. 22, n.5, p. 419-428, 2013.

PAK, H. S.; HAN, J. S.; LEE, J. B. Influence of porcelain veneering on the marginal fit of Digident and Lava CAD/CAM zirconia ceramic crowns. **J. Adv. Prosthodont.**, v. 2, n. 2, p. 33-38, 2010.

PAPASPYRIDAKOS, P.; CHEN, C. J; CHUANG, S. K; WEBER, H. P; GALLUCCI, G. O. A systematic review of biologic and technical complications with fixed implant rehabilitations for edentulous patients. **Int J Oral Maxillofac Implants.**,v. 27, n. 1, p. 102-110, 2012.

PESSOA, R. S.; COELHO, P. G.; MURARU, L.; MARCANTONIO JR, E.; VAZ, L. G.; SLO-TEN, J. V.; JAECQUES, S. V. N.; influence of implant design on the biomechanical environment of immediately placed implants: computed tomography–based nonlinear three-dimensional finite element analysis. **Int J Oral Maxillofac Implants.**, v. 26, n. 6, p. 1279-1287, 2011.

QIAN, J.; WENNERBERG, A.; ALBREKTSSON, T. Reasons for marginal bone loss around oral implants. **Clin Implant Dent Relat Res.**, v. 14, n.6, p. 792-807, 2012.

QUIRYNEM, M.; AL-NAWAS, B.; MEIJER, H.J.; RAZAVI, A.; REICHERT, T.E.; SCHIMMEL, M.; STORELLI, S.; ROMEO, E. Small-diameter titanium Grade IV and titanium-zirconium implants in edentulous mandibles: three-year results from a double-blind, randomized controlled trial. **Clin Oral Implants Res.**, v. 26, n. 7, p. 831-840, 2015.

REICH, S.; WICHMANN, M.; NKENKE, E.; PROESCHEL, P. Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed dental prosthesis, generated with three different CAD/CAM systems. **Eur J Oral Sci.**, v.113, n. 2, p. 174-179, 2005.

SAKAGUCHI, R. L.; BORGERSEN, S. E. Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screws. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants.**, v. 10, n. 3, p. 295-302, 1995.

SCARANO, A.; LORUSSO, F.; RAVERA, L.; MOTELLARO, C.; PIATTELLI, A. Bone Regeneration in Iliac Crestal Defects: An Experimental Study on Sheep. **BioMed Research International.**, 2016.

SCUR, R. E.; PEREIRA, J. R.; SANADA, J. T.; Screw or Cement-Retained Implant Protheses: Literature review. **Dent. press implantol.**, 7(2): 39-48, Apr.-June 2013.

SERRA, C. M.; MANNIS, A. E. Bite force measurements with hard and soft bite surfaces. **J. of Oral Rehabilitation.**, v.40, p.563-568, 2013.

SILVEIRA, A. C. P.; CHAVES, S. B.; HILGERT, L.A.; RIBEIRO, A.P.D. Marginal and internal fit of CAD-CAM-fabricated composite resin and ceramic crowns scanned by 2 intraoral cameras. **J Prosthetic Dent.**, v. 117, n. 3, p. 386-392, 2017.

SORENSEN, J.A. A standardized method for determination of crown margin fidelity. **J Prosthet Dent.**, v. 64, p. 18-24, 1990.

SUNDAR, M, K.; CHIKMAGALUR, S, B.; PASHA F. Marginal fit and microleakage of cast and metal laser sintered copings--an in vitro study. **J Prosthodont Res.**, Oct; 58(4): p. 252-8. 2014.

TIOSSI, R.; FALCÃO-FILHO, H.; AGUIAR JÚNIOR, F. A.; RODRIGUES, R. C., MATTOS MDA, G.; RIBEIRO, R. F. Modified section method for laser-welding of ill-fitting cp Ti and Ni-Cr alloy one-piece cast implant-supported frameworks. **J. Oral Rehabil.**, v. 37, n.5, p. 359-363, 2010.

TRIFKOVIC, B.; BUDAK, I.; TODOROVIC, A.; HODOLIC, J.; PUSKAR, T.; JEVREMOVIC, D. Application of replica technique and SEM in accuracy measurement of ceramic crowns. **Measurement Science Review.**, v. 12, p. 90-97, 2012.

VANIOGLU, B.A.; EVREN, B.; YILDIZ, C.; ULUDAMAR, A.; OZKAN, Y.K.; Internal and marginal adaptation of pressable and computer-aided design/computer-assisted manufacture onlay restorations. **In J Prosthodont.**, v. 25, n. 3, p. 262-264, 2012.

VALLITTU, P.K.; KONONEN, M. Biomechanical aspects and material properties. In: KARLSSON, S.; NILNER, K.; DAHL, B.L. (Eds.). **A Textbook of Fixed Prosthodontics: The Scandinavian Approach.**, Gothia, Stockholm, p. 116–130, 2000.

VÁSQUEZ, V. Z.; OSKAN, M.; KIMPARA, E.T. Evaluation of interface characterization and adhesion of glass ceramics to commercially pure titanium and gold alou after termal and mechanical loading. **Dental Mater.**, v. 25, n. 2, p. 221-231, 2009.

WANG, H.; FENG, Q.; LI, N.; XU, S. Evaluation of metal-ceramic bond characteristics of three dental Co-Cr alloys prepared with different fabrication techniques. **J Prosthet Dent.**, n. 116, v. 6, p. 916-923, 2016.

WATANABE, F.; UNO, I.; HATA, Y.; NEUENDORFF, G.; KIRSCH, A. Analysis of stress distribution in a screw-retained implant prosthesis. **Int J Oral Maxillofac Implants.**, v. 15, n. 2, p. 209-218, 2000.

WINKLER, S.; MORRIS, H. F.; OCHI, S. Implant survival to 36 months as related to length and diameter. **Ann Periodontol.**, v. 5, n. 1, p. 22-31, 2000.

WU, A. Y.; HSU, J.; CHEE, W.; LIN, Y.; FUH, L.; HUANG, H.; Biomechanical evaluation of one-piece and two-piece small-diameter dental implants: In-vitro experimental and three-dimensional finite element analyses. **J Formos Med Assoc.**, v. 115, n. 9, p. 794-800, 2016.

YALTIRIK, M.; GOKCEM, R. B. G.; OTR, S.; ERLIOGLU, G. Clinical evaluation of small diameter straumann implants in partially edentulous patientes: a 5-year retrospective study. **J. Dent.**, v. 8, n.2, p. 75-80, 2011.

YEO, I. S.; YANG, J. H.; LEE, J. B. In vitro marginal fit of three all-ceramic crown systems. **J Prosthet Dent.**, v. 90, n. 5, p. 459-464, 2003.

ZWEERS, J.; VAN DOORNIK, A.; HOGENDORF, E. A.; QUIRYNEN, M.; VAN DER WEIJDEN, G. A. Clinical and radiographic evaluation of narrow- vs. regular-diameter dental implants; a 3-year follow-up. A retrospective study. *Clin Oral Implants Res.* V. 26, n. 2, p. 149-156, 2015.