



**Universidade Estadual de Campinas
Faculdade de Odontologia de Piracicaba**

NEY DIEGUES PACHECO

**AVALIAÇÃO DA ADAPTAÇÃO E RETENÇÃO DE RESTAURAÇÕES
CERÂMICAS COM DIFERENTES ALÍVIOS INTERNOS A PILARES
BASE DE TITÂNIO.**

Piracicaba
2018

NEY DIEGUES PACHECO

**AVALIAÇÃO DA ADAPTAÇÃO E RETENÇÃO DE RESTAURAÇÕES
CERÂMICAS COM DIFERENTES ALÍVIOS INTERNOS A PILARES
BASE DE TITÂNIO.**

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

Orientadora: Prof.^a Dr.^a Altair Antoninha Del Bel Cury

Este exemplar corresponde à versão final da tese defendida pelo aluno Ney Diegues Pacheco e orientada pelo Prof.^a Dr.^a Altair Antoninha Del Bel Cury.

Piracicaba
2018

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

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

P115a Pacheco, Ney Diegues, 1976-
Avaliação da adaptação e retenção de restaurações cerâmicas com diferentes alívios internos a pilares bases de titânio / Ney Diegues Pacheco. – Piracicaba, SP : [s.n.], 2018.

Orientador: Altair Antoninha Del Bel Cury.
Tese (doutorado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Projeto auxiliado por computador. 2. Implantes dentários. 3. Microscopia. 4. Adaptação marginal dentária. 5. Óxido de zircônio. I. Del Bel Cury, Altair Antoninha, 1948-. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

Informações para Biblioteca Digital

Título em outro idioma: Evaluation of adaptation and retention of ceramic restorations with different internal gap to titanium bases

Palavras-chave em inglês:

Computer-aided design

Dental implants

Microscopy

Dental marginal adaptation

Zirconium oxide

Área de concentração: Prótese Dental

Titulação: Doutor em Clínica Odontológica

Banca examinadora:

Altair Antoninha Del Bel Cury [Orientador]

Plínio Mendes Senna

Antônio Pedro Ricomini Filho

Wander José da Silva

Eduardo Tavares Coutinho

Data de defesa: 03-08-2018

Programa de Pós-Graduação: Clínica Odontológica



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
Faculdade de Odontologia de Piracicaba



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de Doutorado, em sessão pública realizada em 03 de Agosto de 2018, considerou o candidato NEY DIEGUES PACHECO aprovado.

PROF^ª. DR^ª. ALTAIR ANTONINHA DEL BEL CURY

PROF. DR. PLÍNIO MENDES SENNA

PROF. DR. EDUARDO TAVARES COUTINHO

PROF. DR. ANTÔNIO PEDRO RICOMINI FILHO

PROF. DR. WANDER JOSÉ DA SILVA

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

DEDICATÓRIA

A minha mãe, **Lourdes**, pelas oportunidades e ajuda, desde o momento que me fez vir ao mundo, por todo o amor e dedicação constantes.

Aos meus amores, **Melissa**, pelo apoio e ajuda irrestritos às minhas decisões durante toda a vida e pela compreensão nos momentos de ausência e ansiedade, e **Maria Eduarda**, minha princesa e companheira para vida.

Aos meus irmãos, **Lia**, que mesmo distante fisicamente, torce pelo meu sucesso e **Vitor** pela ajuda na fase de estudo piloto e parceria profissional.

Aos meus sogros, **Almir e Vera**, pela torcida e apoios incondicionais nos momentos importantes.

A memória de **Murillo Mendes**, meu segundo pai, apoio sem o qual não teria chegado aonde cheguei.

A **Deus**, por me iluminar e permitir que continue existindo para construir minha história.

AGRADECIMENTO ESPECIAL

A minha orientadora, **Prof.^a Dr.^a Altair Antoninha Del Bel Cury**, por todos os ensinamentos, técnicos e pessoais, transmitidos ao longo deste período. Meus profundos e sinceros agradecimentos por sempre acreditar no meu trabalho. Imagem de pessoa competente, determinada e objetiva e, ao mesmo tempo compreensiva e generosa. Consegue extrair o melhor de cada um e me fez enxergar a vida e meio acadêmico de maneira diferente. O meu eterno e sincero, obrigado!

AGRADECIMENTOS

A Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP), na pessoa do Magnífico Reitor, **Prof. Dr. Marcelo Knobel**.

A Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas, na pessoa de seu Diretor, **Prof. Dr. Guilherme Elias Pessanha Henriques** e Diretor Associado, **Prof. Dr. Francisco Haiter Neto**.

A Coordenadora dos Cursos de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas **Prof.^a Dr.^a Cinthia Pereira Machado Tabchoury**.

A Coordenadora do Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica da Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas, **Prof.^a Dr.^a Karina Gonzales Silvério Ruiz**.

Aos professores, **Prof.^a Dr.^a Altair Antoninha Del Bel Cury**, **Prof. Dr. Jaime Aparecido Cury**, **Prof. Dr. Wander José da Silva**, **Prof. Dr. Valentim Adelino Ricardo Barão**, **Prof.^a Dr.^a Renata Cunha Matheus Rodrigues Garcia**, **Prof.^a Dr.^a Célia Maria Rizzatti Barbosa**, **Prof. Dr. Rafael Leonardo Xediek Consani**, **Prof. Dr. Lourenço Correr Sobrinho**, pelos aprendizado e conhecimentos transmitidos durante as aulas das disciplinas cursadas.

Aos professores, **Prof. Dr. Antônio Pedro Ricomini Filho, Prof. Dr. Bruno Salles Sotto Maior, Prof. Dr. Eduardo Tavares Coutinho, Profa. Dra. Fernanda Faot, Prof. Dr. Plinio Mendes Senna, Prof. Dr. Valentim Adelino Ricardo Barão, Prof. Dr. Wander José da Silva**, pelo aceite em participar como banca deste trabalho.

Ao **Prof. Dr. Sergio Rocha Bernardes**, amigo de longa data, que me apoiou e acreditou na proposta de trabalho. Amigos e parceiros profissionais de uma grande jornada.

Ao **Prof. Dr. Luiz Augusto Duarte Meirelles**, grande amigo e estimulador a ingressar no Programa de Pós Graduação da FOP/UNICAMP. Serei eternamente grato por ter me levado a um caminho muito gratificante da minha formação.

Ao **Prof. Dr. Plinio Senna**, pela ajuda e participação cruciais para realização deste trabalho. Enorme capacidade técnica, simplicidade e determinação em uma pessoa só. Ganhei mais um colega de profissão e amigo.

Ao **Prof. Welson Pimentel Alves Filho**, pela amizade, parceria e companheirismo e também pela ajuda no desenvolvimento deste trabalho.

Ao técnico em prótese dentária **Geziel Oliveira**, pela enorme contribuição no suporte digital e ajuda no entendimento do “universo CAD”.

A **todos os amigos e colegas de pós-graduação**, de todas as áreas, em especial **Rafael Soares Gomes**, pela ajuda nos momentos fundamentais.

À **Gislaine Regiane Alves Piton**, técnica do Laboratório de Prótese Parcial Removível e à **Eliete Aparecida Ferreira Marim**, secretária do Departamento de Prótese e Periodontia, meu sincero agradecimento pela competência que exercem suas funções, sempre disponíveis e dispostas a ajudar durante todo esse período.

Às funcionárias **Ana Paula Carone** e **Érica Alessandra Pinho Sinhoreti**, da equipe da Coordenadoria Geral dos Programas de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, pela atenção e disponibilidade.

À empresa **Neodent** pela doação de parte significativa dos materiais utilizados nesta tese.

Ao **Laboratório de Biomateriais da UNIGRANRIO** pelo apoio e disponibilização das instalações para execução de ensaios mecânicos.

A todos que, direta ou indiretamente, contribuíram de alguma forma para a realização deste trabalho.

RESUMO

Frente à crescente demanda por procedimentos estéticos, a utilização de cerâmicas de alta resistência está cada vez mais comum na implantodontia. A utilização de pilares em cerâmica pura vem apresentando comportamento mecânico e interação desfavorável com as superfícies de conexão com os implantes. Como alternativa, restaurações cerâmicas com coloração e perfil de emergência personalizados podem ser confeccionadas através de sistemas CAD/CAM e cimentadas sobre bases de titânio fora da cavidade oral, permitindo controle sobre escoamento de cimento e acabamento das margens. Diversos sistemas digitais que empregam tecnologia CAD/CAM comercialmente disponíveis podem ser utilizados para confecção de restaurações sobre bases de titânio, otimizando o processo de fabricação e podendo apresentar superioridade quanto à adaptação marginal e interna, quando comparados aos sistemas convencionais. Diferentes fabricantes disponibilizam bibliotecas digitais de seus produtos, onde padrões de alívio interno são pré-determinados. Não há consenso de qual padrão de alívio interno proporciona melhor comportamento mecânico e nem qual a influência deste na adaptação interna e marginal de próteses cerâmicas. No presente estudo, foram cimentadas adesivamente, com Panavia F (Kuraray), trinta e seis estruturas (n=36) em zircônia Ceramill ZOLID FX (Amann Girrbach) com 3 diferentes espaçamentos internos (25 µm, 50 µm e 75 µm) sobre bases de titânio (Link – Neodent), sendo 12 estruturas por grupo. Em seguida, foram obtidas medidas da adaptação marginal e interna através de microscopia ótica, e submetidas a arrancamento (*Pull out*) em máquina universal de ensaios com velocidade de 0.5 mm/min., então analisadas comparativamente. Resultados foram comparados estatisticamente através de teste Tukey com nível de significância de 5% e correlação de Pearson. Não houve correlação entre os diferentes desajustes internos e a resistência ao arrancamento ($p>0,05$) e nem influência significativa dos diferentes espaçamentos internos na adaptação marginal ($p>0,05$). Somente foi observada diferença estatisticamente significativa ($p<0,05$) nas medidas de desajuste interno na região cervical. Todos os grupos testados apresentaram desajustes marginais verticais dentro dos limites clinicamente aceitáveis (120 µm). Os diferentes desajustes internos testados não influenciaram nos valores de resistência ao arrancamento.

PALAVRAS CHAVE: projeto auxiliado por computador. implantação dentária. microscopia. adaptação marginal dentária. Zirconia.

ABSTRACT

Due to the increasing demand for aesthetic procedures, the use of high-strength ceramics is coming every day more common in implantology. The use of ceramic abutments has presented poor mechanical behavior and unfavorable interaction with the implant connections. As an alternative, ceramic restorations with custom staining and emergency profile can be made using CAD/CAM systems and chairside cemented on titanium bases out of the mouth, allowing control over cement excess flow and margins finishing. Many commercially available digital systems using CAD/CAM technology could be used to produce restorations over titanium bases, optimizing the fabrication process and maybe showing better marginal and internal adaptation when compared to conventional systems. Different manufacturers offer digital library of their products where pre-defined internal gaps are available. There is no consensus regarding which internal gap offer better mechanical behavior as well as what is this influence on internal and marginal ceramic prosthesis adaptation. In the present study, thirty - six coppings (n = 36) of Ceramill ZOLID FX zirconia (Amann Girrbach) with three different internal gaps (25 μm , 50 μm e 75 μm) were cemented with Panavia F (Kuraray) on titanium bases (Link - Neodent), 12 on each group. Then, measurements of the marginal and internal interfaces were obtained by optical microscopy, and subjected to pull out in a universal machine with 0.5 mm / min head velocity, then analyzed comparatively. Results were compared statistically by Tukey test with significance level of 5% and Pearson's correlation. There was no correlation between the different internal gaps and Pull out resistance ($p > 0.05$) and no significant influence of the different internal gaps in the marginal adaptation ($p > 0.05$). Only a statistically significant difference ($p < 0.05$) was observed in measures of internal gaps in the cervical region. All groups tested showed vertical marginal discrepancy within the clinically acceptable limits (120 μm). There was no influence of tested internal gap levels on pull out resistance.

KEYWORDS: computer assisted design. Dental implant. Microscope. Dental marginal adaptation. Zirconia.

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	14
2	REVISÃO DA LITERATURA	17
3	PROPOSIÇÃO	32
4	MATERIAL E MÉTODOS	33
5	RESULTADOS	50
6	DISCUSSÃO	52
7	CONCLUSÃO	59
	REFERÊNCIAS	60

1 INTRODUÇÃO

Próteses fixas implanto-suportadas têm sido opções de tratamento em pacientes parcialmente edentados, bem relatadas por estudos clínicos longitudinais, visto que altas taxas de sucesso (92% na maxila e 94% na mandíbula) são alcançadas pelos implantes osseointegrados (Lekholm et al., 1994; Tong-Mei W et al., 2002). Quando da descoberta do processo de “osseointegração”, Branemark et al. (1969), vislumbraram a utilização de aparelhos de titânio como ancoragem rígida para fixação de próteses. Desde então, a aplicação de implantes dentários ampliou-se dos casos de edentulismo total para os de próteses parciais fixas unitárias ou múltiplas, anteriores e posteriores, reconstruções maxilo-faciais dentre outras aplicações (Khraisat et al., 2002).

Em trabalho de acompanhamento clínico longitudinal, Zarb e Schmitt (1990) demonstraram taxas de sucesso de 88,55% em reabilitações com 5 anos ou mais, seguindo o protocolo de Branemark. Ainda, Adell et al. (1990), demonstraram resultados de longo prazo (maior que 15 anos) de acompanhamento clínico de pacientes edentados totais reabilitados com próteses fixas sobre implantes. As taxas de sucesso em 5, 10 e 15 anos variaram, para maxila e mandíbula, respectivamente, 92%, 82% e 78% e, 99%, 98% e 86%. A instalação de implantes unitários é uma das utilizações mais comuns do tratamento através de implantes osseointegrados (Hjalmarsson et al., 2016), enquanto a taxa de sobrevivência de implantes unitários em 10 anos foi apontada por Jung et al. (2012) como de 95%.

Progresso significativo foi alcançado em relação à estética ao longo dos anos, principalmente entre 2000 e 2010 (Buser et al., 2017). Em regiões anteriores das arcadas dentárias, o aumento da demanda estética associado à disponibilidade limitada de tecidos moles e duros, torna necessário minimizar o aspecto acinzentado perceptível no tecido Peri implantar delgado quando associado a componentes metálicos (Ishikawa-Nagai et al., 2007).

Em se tratando de restaurações protéticas sobre implantes, dentre outros recursos, a utilização de coroas em cerâmica pura pode ser uma importante ferramenta no armamentário dos profissionais. A utilização de pilares estéticos em cerâmica pura, além de aumentar o risco de fratura do mesmo, pode ocasionar danos na área de conexão com o implante (Stimmelmayer et al., 2012). Diante disto, o emprego de bases de titânio associadas a restaurações em cerâmica pura cimentadas adesivamente sobre estas, minimiza danos à conexão ao mesmo tempo que possibilita uma resolução estética satisfatória (Wei-Shao et al., 2014). Variados sistemas digitais (*CAD/CAM – computer assisted design/computer assisted manufacturing*) comercialmente disponíveis podem ser empregados na confecção de restaurações sobre bases de titânio, otimizando o processo de fabricação e podendo apresentar superioridade quanto à adaptação marginal e interna, quando comparados aos sistemas convencionais (Abduo, Lyons, 2013; Contrepolis et al., 2013). Alguns fabricantes disponibilizam informações de seus produtos através bibliotecas digitais, onde características e padrões de alívio interno são pré-determinados.

Entretanto, não há consenso sobre a dimensão ideal do alívio interno, qual padrão de alívio interno proporciona melhor comportamento mecânico e nem qual a influência deste na adaptação interna e marginal de próteses cerâmicas. O presente trabalho pretende através da microscopia ótica e ensaios de *pullout*, identificar possíveis influências da alteração do espaçamento interno na adaptação marginal e na resistência ao arrancamento no sistema testado. Assim, indicar o alívio interno recomendado para próteses cerâmicas sobre bases de titânio e contribuir para elucidação de lacunas na literatura atual sobre os diferentes aspectos abordados.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Pilares cerâmicos

Em regiões anteriores das arcadas dentárias, o aumento da demanda estética associado à disponibilidade limitada de tecidos moles e duros, torna necessário minimizar o aspecto acinzentado perceptível no tecido Peri implantar delgado quando associado a componentes metálicos (Ishikawa-Nagai et al., 2007).

A utilização de pilares cerâmicos em regiões de elevada demanda estética pode ser considerada como importante ferramenta para um melhor resultado. No entanto, alguns estudos indicam haver maior susceptibilidade de desgaste com deformação da porção cervical do implante quando se associa pilares cerâmicos a implantes de titânio do que em interfaces convencionais de titânio do implante/titânio do pilar, sob carregamento dinâmico (Cavusoglu et al., 2014; Stimmelmayer et al., 2012).

Além do possível desgaste, nos pilares de zircônia, o padrão de fratura parece ocorrer profundamente dentro do implante. Isto impede a remoção do fragmento fraturado e pode danificar as roscas internas do implante (Zembic, 2018).

Buscando sanar o problema estético e de dificuldade em controlar o ato da cimentação adesiva, Wei-Shao et al. (2014), relataram a realização da etapa

de cimentação de estruturas cerâmicas anatômicas personalizadas sobre pilares pré fabricados em titânio no modelo de trabalho. Desta maneira, possibilitou melhor controle e acabamento sobre o excesso de cimento.

Considerando que o excesso de cimento é uma complicação frequente em prótese sobre implantes cimentadas. Muitas técnicas vêm sendo propostas para tornar a remoção de excessos de cimento mais fácil (Lee et al., 2010).

2.2 Bases em Titânio

Zembic et al. (2014) descreveram uma abordagem combinada envolvendo uma prótese personalizada unida adesivamente a uma base pré-fabricada de titânio ou zircônia que oferece uma solução com boa relação custo benefício. No entanto, este tipo de solução protética ainda carece de documentação de longo prazo.

Na mesma época, buscando aprimorar a finalização estética e mantendo a conexão entre implante e pilar com duas superfícies em titânio, Wei-Shao et al. (2014), descreveram uma técnica de personalização e cimentação de estruturas anatômicas em dissilicato de lítio sobre pilares pré fabricados em titânio.

Este tipo de pilar (TiBase – ou base em titânio) possibilita a cimentação extraoral da restauração sobre a base pré fabricada em titânio, resultando em um perfil de emergência personalizado. Ainda, permite diversas combinações

diferentes de materiais restauradores, maximizando os potenciais resultados estéticos (Martin e Hamilton, 2017).

Zembic (2018), afirmou que conexões de titânio conectadas internamente a pilares de zircônia apresentaram resultados favoráveis em diversos estudos laboratoriais e podem aumentar a resistência à fratura destes pilares. Estes pilares híbridos combinam a vantagem estética de pilares cerâmicos com a vantagem biomecânica de um pilar metálico.

Em 2017, Levine et al., enumerando 10 fatores chave para sucesso estético em tratamento com implantes unitários, indicaram que pode-se evitar complicações decorrentes do uso de pilares cerâmicos conectados a implantes. Fazendo uso de bases em titânio que fornecem uma interface de titânio em contato com o implante e uma porção retentiva para cimentação do complexo do pilar cerâmico. Com este conceito, a coroa é cimentada extraoralmente e, então, parafusada ao implante na boca do paciente.

Através desta modalidade de reconstrução protética, torna-se possível contornar os riscos inerentes às reconstruções cimentadas e as limitadas opções de intervenções após a cimentação definitiva, descritos por Wittneben et al. (2014).

2.3 Próteses cimentadas ou parafusadas

Wittneben et al. (2014), recomendam a preferência por coroas parafusadas para reconstruções sobre implantes.

De acordo com Pauletto et al. (1999), as coroas cimentadas foram introduzidas para sanar problemas estéticos e compensar o afrouxamento de parafusos de restaurações parafusadas. A desvantagem inicial das restaurações cimentadas é a falta de reversibilidade quando ocorrem problemas e a restauração necessita ser removida. Outro potencial problema é a dificuldade de acesso às margens para visualização e remoção de excessos.

Neste aspecto, Wittneben et al. (2014), através de revisão sistemática, descreveram que, relativo às complicações biológicas em prótese sobre implantes, estas são significativamente maiores em próteses cimentadas do que nas parafusadas. A presença de fístula / supuração apresenta-se significativa e estatisticamente com maior frequência em reconstruções cimentadas.

A maior desvantagem das próteses sobre implantes cimentadas se deve à dificuldade na remoção de excessos de cimento, a qual tem sido associada ao desenvolvimento de doenças peri implantares como a mucosite peri implantar e a peri implantite. Nas próteses parafusadas, a maior vantagem recai sobre a previsibilidade de reversibilidade sem a destruição da prótese (Wittneben et al., 2017).

Fenner et al. (2016), em estudo coorte, comparando diferentes aspectos mecânicos e biológicos de pacientes reabilitados através de próteses com pilares individualizados em Alumina ou em Titânio, observaram taxa de sobrevivência de 100% para ambos os grupos sem diferença entre eles, por um período de observação médio de 7,2 anos.

De acordo com Mobilio e Catapano, (2017), geralmente, dissilicato de lítio não é utilizado para produzir coroas parafusadas sobre implantes. Para tais restaurações, Zircônia é preferida em função da sua melhor performance mecânica.

Em 2017, Güler et al., avaliaram a resistência à remoção de casquetes confeccionados em zircônia, cimentados sobre pilares anatômicos em dióxido de zircônia ou de titânio, sobre implantes. Foram testados três diferentes tipos de cimentos sendo um cimento provisório à base de óxido de zinco, um cimento permanente de fosfato de zinco e um cimento resinoso. Após ciclagem térmica, os casquetes foram submetidos à ensaio de tração. Os autores identificaram valores significativamente superiores para os grupos onde foi utilizado cimento resinoso. No entanto, não identificaram diferença na retenção referente quando variou-se o material do pilar.

2.4 Adaptação marginal

Contrepois et al. realizaram, em 2013, revisão sistemática da literatura onde investigaram aspectos referentes à adaptação marginal de diferentes sistemas cerâmicos e fatores que influenciam nestes resultados. Segundo os autores, o sucesso de restaurações odontológicas é determinado por 3 fatores principais: estética, resistência à fratura e adaptação marginal. Dentro dos fatores de inclusão e exclusão do trabalho, os autores puderam concluir que, em geral, os sistemas avaliados proporcionam níveis de adaptação marginal clinicamente aceitáveis.

O processo convencional de confecção de próteses e infra estruturas sobre implantes através de cera perdida/fundição facilita a personalização das próteses. No entanto, é um processo trabalhoso e que demanda alto controle de qualidade. Os numerosos passos envolvidos e as grandes variações de temperatura tem sido sugeridas como causas do comprometimento da adaptação final das restaurações (Abduo, Lyons, 2013).

2.5 Computer Aided Design/ Computer Aided Manufacturing (CAD/CAM)

De acordo com Ferro (2017), no Glossário de Termos de Prótese, CAD CAM é o acrônimo para Computer Aided Design / Computer Aided Manufacturing. Em tradução literal, seria o desenho e produção assistidos por computador, que através do comando numérico computadorizado (CNC), proporciona a fabricação de objetos 3D por processo de subtração.

Basicamente, o sistema CAD envia informações através de modelos matemáticos para serem trabalhados no sistema CAM (Neves e Kayatt, 2013).

Na Odontologia, o processo de utilização de sistemas CAD CAM compreende, basicamente três etapas: 1 – a captura dos dados, através da obtenção de imagens digitais da boca ou modelo, 2 – o desenho no software CAD, onde é realizada a confecção virtual das próteses ou estruturas e 3 – o envio das informações para a unidade CAM, onde ocorrerá a confecção real do trabalho protético de acordo com o desenho em CAD (Abduo, Lyons, 2013; Neves e Kayatt, 2013).

Sistemas CAD CAM abertos aceitam arquivos (normalmente .STL) oriundos de diferentes escâneres. (Neves e Kayatt, 2013)

De acordo com Beard (1997), o termo .STL se refere à representação 3D de formas triangulares como limites na construção de elementos sólidos. O processo de usinagem destas formas geométricas se deveu graças ao desenvolvimento da tecnologia CAM.

Inicialmente, os sistemas CAD CAM eram utilizados na fabricação de componentes em Titânio ou de suas ligas. Atualmente, a única maneira de se produzir componentes para implantes em materiais como cerâmicas de alta

resistência como Alumina densamente sinterizada ou zircônia parcialmente estabilizada é através de sistemas CAD CAM (Abduo, Lyons, 2013).

O primeiro sistema CAD CAM comercialmente viável disponibilizado aos cirurgiões-dentistas, em 1985, foi o CEREC (Fasbinder, 2010).

Embora para Abduo, Lyons (2013), o uso de sistemas CAD CAM em próteses sobre implantes tenha três méritos, sendo: acurácia (ou precisão de adaptação), durabilidade e simplicidade no método de fabricação. Para Ji Suk, et al. (2015), o procedimento de escaneamento, o software e a máquina de fresagem utilizados tem sido sugeridos como fatores que podem ter efeito prejudicial na adaptação de restaurações fabricadas através de tecnologia CAD CAM.

De acordo com Abduo, Lyons, Bennamoun, (2014), a representação numérica mais simples e precisa da geometria dos componentes de implantes, quando comparados com preparos dentários, proporciona precisão superior destes. Isto reduziria a dependência por escaneamento dos componentes e não necessitaria nenhuma compensação adicional no processo de fresagem.

Para se estabelecer comparações precisas, é essencial que se leve em consideração a versão do software utilizado em cada Sistema CAD CAM e parâmetros específicos de ajuste selecionados (ajustes de alívio). Apesar da importância destes fatores, poucos estudos têm avaliado seus efeitos na adaptação interna e marginal de coroas protéticas. Embora os autores

acreditassem que maiores alívios fossem causar maiores espaços entre os dentes e as restaurações, o uso do menor espaçamento (40 μm) associado à versão mais antiga dentre os softwares testados, geraram maiores desajustes. O grupo testado com maior alívio inicial (80 μm) e a versão mais atual de software apresentou as menores variações entre os resultados. (Abduo, Lyons, Bennamoun, 2014)

Embora a Zr seja um dos materiais mais populares utilizados na fabricação de coroas utilizando sistemas CAD CAM, o processo adicional de sinterização pode introduzir variabilidades entre as coroas (Ji Suk, et al. 2015).

2.5 Espaço interno e adaptação marginal

McLean e Fraunhofer (1971) após 5 anos de estudos clínicos onde avaliaram mais de 1000 restaurações sobre dentes, consideraram que até 120 μm seria o limite clinicamente aceitável de desadaptação marginal.

Ji Suk, et al. (2015), afirmaram que para fabricar coroas sobre preparos dentários bem adaptadas utilizando sistemas CAD/CAM na clínica, é importante a ótima combinação de sistema de escaneamento intra oral, versão de software e sistema de fresagem. Encontraram resultados no estudo que demonstraram que a adaptação marginal clinicamente aceitável, sobre preparos dentários, foi alcançada independentemente da versão do software e dos parâmetros de espaçamento, com desadaptação média de 35 μm . Os

autores ainda afirmaram que espaços internos aumentados podem gerar fratura da restauração.

Quando se correlaciona a adaptação marginal com a interna, parece existir uma correlação inversa. Conforme demonstrado por Bindl e Mörmann (2007), maiores espaços internos resultaram em menores desadaptações marginais, sobre preparos dentários, em razão de menor ocorrência de contatos prematuros internos.

Deficiência na adaptação marginal possibilita maior acúmulo de placa e mudanças na composição da flora subgengival, fatores predisponentes para desenvolvimento da doença periodontal/perimplantar. Minimizar a infiltração bacteriana, favorecer a melhor distribuição de forças sobre os pilares, e proporcionar saúde aos tecidos periodontais/periimplantares são alguns dos fatores afetados pelo grau de adaptação das restaurações protéticas (Pak et al., 2010).

De acordo com Wittneben et al. (2017), para acomodar a camada de cimento, um espaço mínimo deve existir. Este espaço pode ser criado através de ajustes internos positivos nas próteses CAD CAM.

Ainda em 1968, Lorey e Myers, teorizaram que a adaptação muito “ajustada” dos casquetes reduziria a espessura do cimento a níveis abaixo do ótimo, conseqüentemente, reduzindo a retenção. Sugeriram que casquetes

bem adaptados deveriam assentar facilmente e permitir um espaço uniforme para o cimento.

Por outro lado, espaços excessivos para o agente cimentante podem afetar a precisão do assentamento da restauração, causar interferências oclusais, discrepâncias marginais horizontais e redução na retenção da restauração (Wassell, Barker, Steele, 2002).

Em 2016, Kale et al., investigaram o efeito de diferentes espaços para o agente cimentante na adaptação marginal. Identificaram que maiores espaços para cimento levaram a melhor adaptação marginal. Todos os grupos ficaram dentro dos limites clinicamente aceitáveis, mas o grupo de 30 μm apresentou mais áreas com desajustes marginais maiores que 120 μm .

Para Rinke et al. (2012), evidências sugerem que o espaço para cimento em restaurações do tipo coroa em Zr confeccionadas através de CAD CAM, deve ser ajustado para valores não inferiores a 60 μm , proporcionando um melhor assentamento sobre o pilar com menor necessidade de adaptação manual. A precisão marginal de estruturas em zircônia fabricadas através de CAD CAM é influenciada pelo escâner e pelo sistema de fresagem, onde estes parâmetros interagem de maneira complexa e indireta.

Segundo Boitelle et al. (2016), a configuração do ajuste de espaçamento entre o dente preparado e o casquete fabricado através de tecnologia CAD CAM, influencia na precisão da adaptação. Para reduzir as origens de erro e

imprecisões, ajustes específicos de parâmetros de desenho são recomendados pelos fabricantes conforme o material e a restauração produzida por sistemas CAD CAM específicos. A capacidade de reproduzir estes parâmetros na restauração é um elemento crucial para garantir a precisão de um sistema CAD CAM.

De acordo com Hamza et al. (2013), a adaptação marginal das restaurações odontológicas tem papel fundamental no sucesso destas.

Boitelle et al. (2014), realizaram revisão sistemática sobre avaliação da adaptação de restaurações CAD CAM. Em razão do número limitado de estudos clínicos de acurácia de próteses CAD CAM e a enorme diversidade de resultados entre diversos protocolos não foi possível obter conclusão definitiva sobre a adaptabilidade desta modalidade de próteses.

Al-Johany et al. (2017) sugerem a realização de estudo para avaliar efeito de espaços de cimentação em coroas sobre implantes maiores que 30 μm , e diferentes tipos de cimento na retenção de coroas de Zr.

Em um estudo comparando dois sistemas CAD CAM e um sistema manual pantográfico, onde foi avaliada adaptação marginal através de microscopia ótica, os autores relataram diferença estatisticamente significativa entre os sistemas. Os autores ainda associaram as falhas à possíveis limitações durante processo de digitalização (Suárez et al., 2015).

Ng et al. (2014), compararam adaptação marginal de coroas cerâmicas confeccionadas através de método CAD CAM de 5 eixos e convencional. Os autores concluíram que o método de fabricação completamente digital proporcionou adaptação marginal superior ao método convencional.

Diferentemente, dos resultados encontrados por Mously et al. (2014), onde o grupo em que foi empregado o método convencional (injetado) apresentou melhores resultados para adaptação marginal e interna do que o grupo CAD CAM.

No entanto, comparando a adaptação marginal de dois sistemas CAD CAM, Rajan et al. (2015), observaram superioridade de um sistema em relação ao outro, embora ambos estivessem dentro dos parâmetros clinicamente aceitáveis.

Ng et al. (2014), compararam o desajuste marginal de coroas em dissilicato de Lítio fabricadas através do método convencional e digital, de um modelo com preparo para coroa total de um pré-molar superior. As amostras foram analisadas em um estereomicroscópio sob magnificação de 40x. Os autores concluíram que o método totalmente digital proporcionou melhores resultados para adaptação marginal que o método convencional.

Em 2005, Nakamura et al., realizaram estudo *in vitro* onde compararam a adaptação interna e marginal de coroas cerâmicas confeccionadas através de tecnologia CAD CAM onde variaram a conicidade dos preparos (4 ou 12

graus) e o alívio interno determinado pelo software em 15 ou 55 μm . A análise marginal foi realizada através de feixe linear a laser (Decsy Scan) e a interna através de pasta de silicone para teste de adaptação (Fit Checker). Os autores não encontraram diferença estatisticamente significativa para adaptação marginal variando a conicidade nem o alívio interno dos preparos. No entanto, identificaram que os menores GAPs internos estavam associados aos preparos com o menor alívio interno inicial e não eram tão prejudicados pelo aumento da conicidade.

Dependendo de variáveis e delineamento do estudo, são reportados valores para adaptação marginal absoluta em Prótese Parcial Fixa (PPF) entre 9 μm e 206,3 μm e a maioria dos sistemas disponíveis proporciona adaptação marginal clinicamente aceitável (Abduo, Lyons e Swain, 2010).

Holmes et al. (1989) sugeriram a utilização de uma terminologia a ser utilizada quando do estudo das discrepâncias marginais internas e desajustes internos, sendo: medidas perpendiculares da parede axial do preparo à estrutura chamada de “gap interno”; a mesma medida na margem do preparo chamada de “gap marginal”; a desadaptação vertical marginal medida paralelamente ao desenho da estrutura chamada de “discrepância vertical marginal” e, a desadaptação horizontal marginal medida perpendicularmente ao desenho da estrutura chamada de “discrepância horizontal marginal”.

Schiessl, et al (2013), realizaram testes laboratoriais para analisar os fatores determinantes na retentividade de coroas de CoCr e Zr sobre

componentes de implantes. Foram utilizados análogos com diferentes conicidades, diferentes tratamentos internos das coroas a serem cimentadas, diferentes cimentos com variações nas proporções recomendadas pelos fabricantes. Os grupos foram aleatoriamente distribuídos e submetidos ou não à ciclagem térmica e, então, a dois testes de remoção das coroas, sendo um “lento e uniaxial” e outro “rápido” com uso de um dispositivo para remoção de prótese. Os autores identificaram que os grupos de menor conicidade (4 graus) e dos cimentos de poliacrilato, seguidos pelo oxifosfato de zinco e CIV apresentaram maiores níveis de retenção. Ambos os testes de remoção demonstraram correlação entre a conicidade e nível de retenção.

Em 2009, Gonzalo et al. compararam a adaptação marginal vertical de próteses confeccionadas em Zr através de CAD CAM de três diferentes sistemas com espaço interno definido em 50 μ m, antes e após a cimentação com cimento de ionômero de vidro (CIV), mantidos sob pressão digital durante o ato. Os autores não observaram, sob magnificação de 40x, alteração significativa do desajuste marginal.

Buscando proporcionar estabilidade da união a longo prazo, Özcan e Volpato (2016) propuseram protocolos específicos para condicionamento de superfície e cimentação adesiva de próteses sobre pilares de titânio.

3 PROPOSIÇÃO

O presente estudo tem como objetivos analisar, comparativamente, através de microscopia ótica, a adaptação marginal e desajuste interno de coroas em zircônia de um sistema CAD/CAM comercialmente disponível, confeccionados com diferentes alívios internos, cimentadas adesivamente sobre bases de titânio; Mensurar a retenção das coroas aos pilares através de ensaio de *Pull-out* e; Correlacionar medidas de desajuste interno e/ou marginal com os dados da resistência ao arrancamento.

HIPÓTESES

1. Diferentes alívios internos não afetarão na adaptação marginal
2. Menores GAPs internos demonstrarão maior resistência ao arrancamento

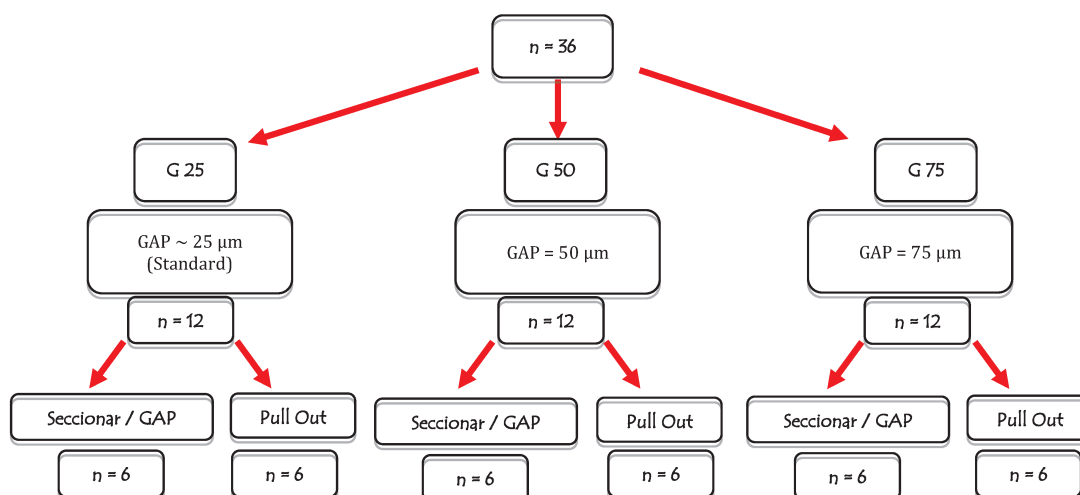
4 MATERIAL E MÉTODOS

Trinta e seis CPs ($n=36$) foram subdivididos em 3 grupos de 12, com diferentes padrões de espaçamento interno, denominados de G25, G50 e G75. Cada grupo foi então subdividido em 2 subgrupos de 6, sendo um subgrupo submetido a ensaio de *pull out* e o outro subgrupo embutido e cortado para análise sob magnificação (Figura 1).

Neste trabalho nenhum grupo foi utilizado como controle. A comparação de resultados foi realizada entre grupos, tendo como referência o grupo com alívio conforme comercialmente disponibilizado pelo fabricante.

Em todos os grupos, os CPs confeccionados em zircônia monolítica (Ceramill Zolid FX White, Amann Girbach, Curitiba, Brasil) foram distribuídos aleatoriamente dentro de cada grupo e cimentados adesivamente sobre bases em titânio e, então submetidos aos diferentes ensaios.

Figura 1 – Diagrama esquemático do delineamento experimental



4.1 Desenho virtual do corpo de prova

A geometria do CP utilizado (Figura 2) foi idealizada de modo a atender ao ensaio de *pull out*, onde realizou-se uma adaptação do desenho sugerido por Ernst et al. 2005, criando um maior volume na porção coronária do CP a ser tracionado. De maneira semelhante, baseado no trabalho de Steinebrunner et al. (2008), para satisfazer requisitos do estudo, foi desenvolvido um formato geométrico simplificado de coroa. Desta maneira, formou-se uma região de macro retenção a ser embutida no dispositivo para tração.

Figura 2 – Corpo de prova com formato simplificado de coroa



Para realizar o desenho virtual do CP, foi gerado um arquivo .stl (formato padrão de arquivos tridimensionais) com desenho virtual do conjunto pilar link e réplica do implante idênticos aos que serão utilizados fisicamente, através de digitalização de transferente de escaneamento (ref. 108.073, Neodent, Curitiba, Paraná, Brasil) sobre análogo (ref. 101.058, Neodent, Curitiba, Paraná, Brasil) (Figura 3). Para este escaneamento, foi utilizado um dispositivo de

escaneamento ótico tridimensional (Ceramill Map400, Amann Girrbach, Koblach, Vorarlberg, Austria), versão do software 6136.

Figura 3 – Conjunto de transferente de escaneamento sobre réplica de implante na base PVC.



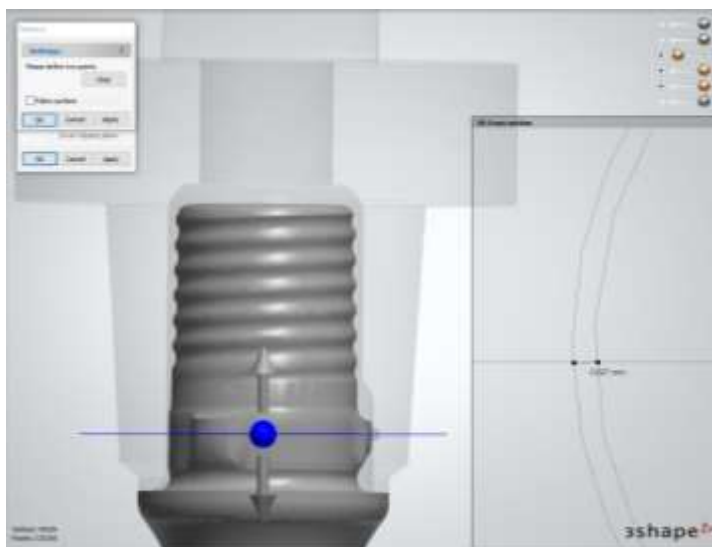
A digitalização do transferente de escaneamento se fez necessária para permitir alinhamento adequado do pilar link em relação à réplica do implante e, conseqüentemente, do arquivo denominado “interface”, que define o espaçamento a ser utilizado entre o pilar e a prótese.

De posse da biblioteca com os desenhos em .stl disponibilizados pelo fabricante, foi selecionado arquivo com espaçamento pré definido para a base de titânio a ser utilizada (ref. 135.114, Neodent, Curitiba, Paraná, Brasil), sem escaneamento direto do pilar protético (Abduo, Lyons, Bennamoun, 2014).

A base de titânio utilizada, número de referência 135.114, tem dimensões de altura do pilar (área cimentável) de 4,0 mm, diâmetro da base de 3,5 mm e perfil de transmucoso de 1,5 mm.

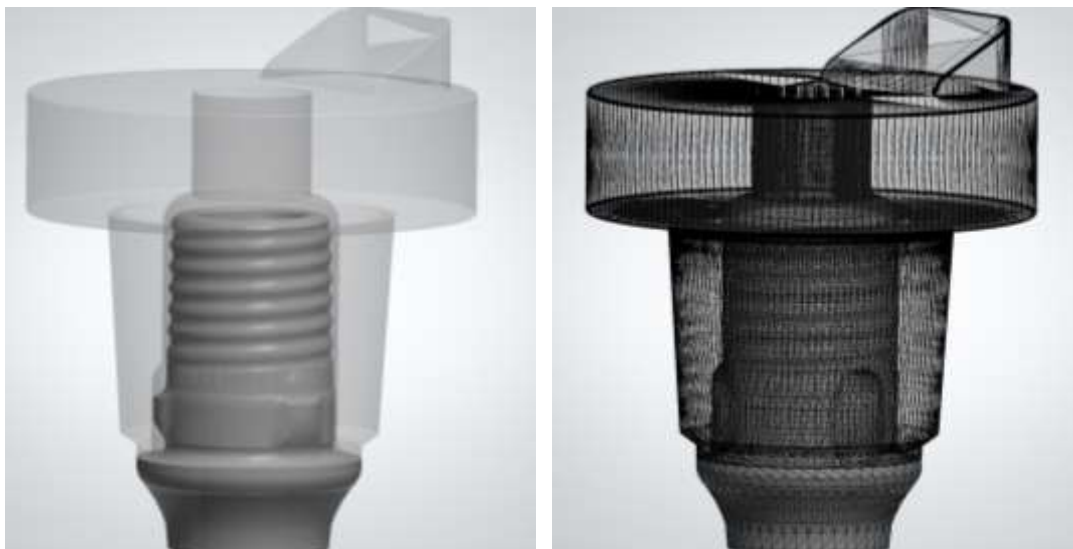
Utilizando software Rhinoceros 3D para modelagem tridimensional (versão 5), uniu-se a interface pré-definida ao desenho do corpo de prova idealizado para os testes deste trabalho. Este grupo com as definições de espaçamento originais da base de dados do fabricante (aproximadamente 25 μm na parede axial, na região da projeção antirotacional. Figura. 4) considerada como “padrão”, foi nomeada de G25. Para confecção dos grupos com espaçamento adicional, foi utilizado o software Autodesk Meshmixer (versão 3.3). Com base no grupo G25, foram utilizados fatores para expansão de modo a crescer 25 μm horizontalmente na parede axial da região de referência e, proporcionalmente em toda circunferência, sendo o grupo nomeado de G50. Da mesma maneira, mas com acréscimo de 50 μm para o grupo nomeado de G75. O desajuste marginal vertical foi considerado como zero em todos os grupos (Jun et al., 2007).

Figura 4 – Corte transversal do desenho em .stl da região de interesse



A figura 5 apresenta o desenho final digital da geometria externa e da malha do CP idealizado e sua relação com a base de titânio (pilar).

Figura 5 – Ilustração com desenho digital final do CP sobre pilar



Todos os desenhos então foram inspecionados quanto à fidelidade de padronização dos espaçamentos com o software 3Shape 3D *viewer* 2014 (versão 1.3.2.0). As medidas foram obtidas tendo como referência uma distância aproximada de metade da altura das projeções antirotacionais (Figura 4).

Utilizando o software 3Shape 3D *viewer* 2014, foi possível confirmar o desajuste idealizado na fase CAD e poder comparar a capacidade do sistema CAM em ser fidedigno aos parâmetros determinados nesta fase.

Ainda fazendo uso do software 3Shape 3D *viewer* 2014, foram aferidas as dimensões e calculadas as médias dos desajustes nas regiões programadas para serem medidas sob microscopia ótica (ver tópico 4.7). A figura 6

apresenta como exemplo o desenho do CP do Grupo 25 sendo medido na região cervical.

Figura 6 – Medida do desenho do CP em .stl do grupo 25, na região cervical.



Tais informações são necessárias para envio do arquivo digital que darão origem ao casquete em Zr, para a unidade fresadora CAM.

4.2 Confeção dos corpos de prova em cerâmica

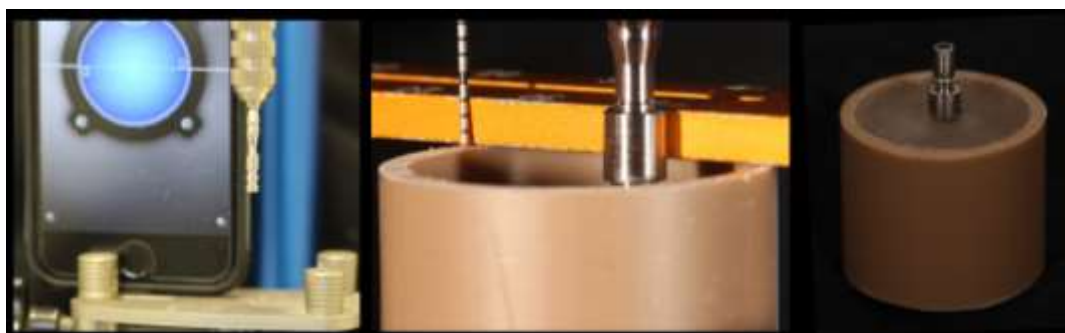
Os arquivos em .stl foram enviados através de correio eletrônico para a fábrica da empresa Neodent (Curitiba, Paraná, Brasil). Uma vez recebidos os arquivos, estes foram exportados para a unidade CAM (Motion 2, Amann Girbach, Koblach, Vorarlberg, Austria) com 5 eixos. Dentro de cada bloco de Zr pré sinterizada (Ceramill Zolid FX 71 S, Amann Gurrbach, Austria) foram distribuídos e posicionados aleatoriamente desenhos dos CPs de cada grupo. Uma vez finalizado o processo de usinagem, os CPs foram removidos dos blocos e conduzidos a forno específico para sofrer processo de sinterização.

Com intuito de eliminar possíveis vieses, adotou-se dentro do fluxo de trabalho realizado no presente trabalho a utilização de somente um modelo digital da base de titânio.

4.3 Confeção do suporte para ensaios e análises

Bases para fixação das réplicas dos implantes foram confeccionadas através de secções de tubos de PVC de 25 mm de diâmetro (Tigre, Castro, Paraná, Brasil) com, aproximadamente, 20 mm de altura. Com auxílio de dispositivo paralelizador (Figura 7 esquerda), os conjuntos formados por um transferente de implante cone morse (ref. 108.041, Neodent, Curitiba, Paraná, Brasil) e réplica do implante (ref. 101.058, Neodent, Curitiba, Paraná, Brasil) foram posicionados, perpendicularmente e centralizados, em relação ao tubo de PVC. Com intuito de contemplar requisitos da norma ISO 14801:2007, a porção cervical das réplicas dos implantes foram posicionadas a 3 mm da borda (Figura 7 centro).

Figura 7 – Sequência demonstrando posicionamento das réplicas de implante nas bases



Os tubos de PVC então foram preenchidos com resina acrílica autopolimerizável incolor (Jet, Clássico, Campo Limpo Paulista, São Paulo, Brasil) até o limite da borda (Figura 7 direita).

4.4 Cimentação

União das bases de titânio às réplicas dos implantes com aplicação do torque de 15 N.cm, conforme recomendação do fabricante.

Os orifícios de acesso aos parafusos dos pilares foram preenchidos por fita de teflon (PTFE não sinterizado, TIGRE, Castro, Paraná, Brasil), de maneira similar ao preconizado na clínica (Figura 8), de modo a evitar a penetração de cimento resinoso nos parafusos de fixação dos pilares (Moráquez e Belser, 2010; Maluly-Proni et al. 2017).

Figura 8 – Pilar sobre réplica de implante posicionado na base e orifício oclusal preenchido por fita de teflon



O agente cimentante resinoso dual Panavia F 2.0 (Kuraray Noritake, Okayama, Japão) foi selecionado baseado na necessidade de se ter substâncias que se unissem quimicamente tanto ao pilar metálico quanto ao CP em Zr, bem como primers metálicos para tratamento químico das superfícies previamente à cimentação. Para tal, a substância contendo monômero fosfatado descrita como MDP (10-metacriloxidecil di-hidrogenio fosfato) deveria estar presente no primer quanto no agente cimentante (Inokoshi et al. 2014; Thammajaruk et al. 2018).

De acordo com o protocolo de cimentação preconizado por Özcan e Volpato (2016), as bases de titânio e os corpos de prova em zircônia foram limpos em cuba ultrassônica com água destilada durante 5 minutos e então secos com jato de ar.

Apesar de alguns autores afirmarem ser prática recorrente (Abduo, Lyons, Bennamoun, 2014), nenhum ajuste foi realizado internamente (nem externamente) nos CPs. Todos foram trabalhados exatamente como encaminhados da unidade de fabricação, diretamente da embalagem individual para o recipiente da cuba ultrassônica.

Após serem secas, as bases em titânio foram limpas com bolinhas de algodão embebidas com álcool e, novamente, secas com jato de ar.

Considerando a recomendação do fabricante como opcional, e diferente do protocolo de Özcan e Volpato (2016), as bases em titânio não foram jateadas com óxido de alumínio, excluindo possíveis vieses que esta etapa pudesse proporcionar nos resultados obtidos.

Foi realizada aplicação de primer para metal Alloy Primer (Kuraray Noritake, Okayama, Japão) nas superfícies internas dos corpos de prova em cerâmica e na porção coronária das bases em titânio. Aplicou-se jato de ar, suavemente e deixou-se secar durante 60 segundos.

Em seguida, foram dosadas e manipuladas porções iguais de ED Primer II A e B (Kuraray Noritake, Okayama, Japão) que, então, foi aplicado na porção coronária das bases em titânio, seguido de leve aplicação de jato de ar.

Figura 9 – Material utilizado na cimentação

Para cada ato de cimentação, porções iguais de pasta A e B do cimento resinoso Panavia F 2.0 (Kuraray Noritake, Okayama, Japão), foram manipuladas e inseridas na base dos CPs. Então, os CPs foram, um a um, posicionados sobre as bases em titânio. Não foi realizado nenhum tipo de obstrução ou pressão que impedisse o extravasamento de cimento pelos orifícios oclusais. Os excessos de cimento que escoaram pelos orifícios oclusais de acesso aos parafusos e pela borda cervical, foram removidos com auxílio de um microbrush e sonda exploradora e, em seguida, submetidos à pressão constante de 20 N (Jun et al., 2007). Para cada remoção de excesso de cimento foi utilizado um microbrush diferente, sendo descartado a seguir. Enquanto mantidos sobre pressão, foi realizada foto polimerização com fonte de luz LED de 1.200 mW/cm² de intensidade (Radium-cal, SDI, Victoria, Austrália) por 20 segundos em cada incidência com ponteiros dispostas 90 graus uma da outra (Gomes et al, 2017).

A figura 9 apresenta os materiais utilizados na cimentação de todos os CPs de Zr cada grupo. Da esquerda para direita: Alloy Primer, ED Primer II A e B e, pasta A e B do cimento resinoso Panavia F 2.0 (Kuraray Noritake, Okayama, Japão).

4.5 Armazenamento

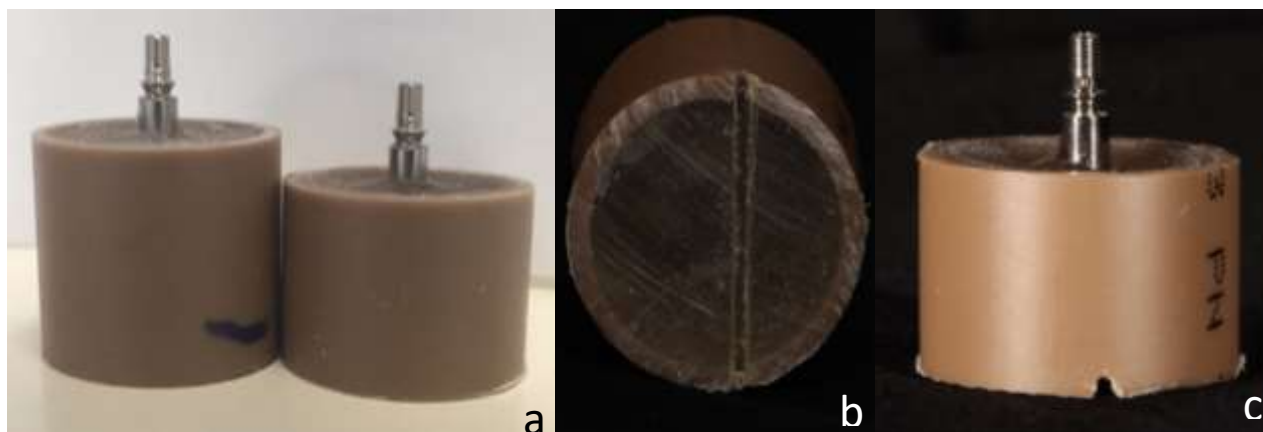
Após cimentação dos corpos de prova sobre as bases de titânio, previamente aos ensaios de *pull out* ou embutimento para corte, os espécimes foram armazenados por 48 h em água destilada a 37° C. (Rad et al. 2015, Silva et al. 2012)

4.6 Embutimento e corte

De cada grupo, 6 (seis) CPs foram embutidos em resina fenólica termoplástica (polioxibenzimetilenglicolanidrido) denominada Baquelite MP39 (Fortel, São Paulo, SP, Brasil) em uma prensa embutidora metalográfica (EFD 40, Fortel, São Paulo, SP, Brasil), conforme descrito por Silva et al. (2013). Previamente ao embutimento, houve necessidade de reduzir dimensões dos conjuntos através do corte de parte da porção inferior da base em resina de maneira a permitir volume suficiente de baquelite sobre os CPs. Também, foram realizados sulcos de orientação para corte, possibilitando posicionamento adequado do conjunto embutido para o corte e avaliação da região de interesse através de microscópio ótico.

A figura 10 demonstra a redução aproximada realizada (a), a visão do sulco na base (b) e, a relação do sulco criado com a porção antirotacional do pilar, previamente à cimentação do CP em Zr (c).

Figura 10 – Ajustes realizados nas bases em PVC previamente ao embutimento.



Após a presa final e resfriamento, realizou-se o corte com disco diamantado (Isomet Low Speed Saw, Buehler, Illinois, EUA) (Bindl e Mörmann, 2007), e acabamento em politriz Lixadeira Metalográfica (Fortel, São Paulo, SP, Brasil) com lixa A220.

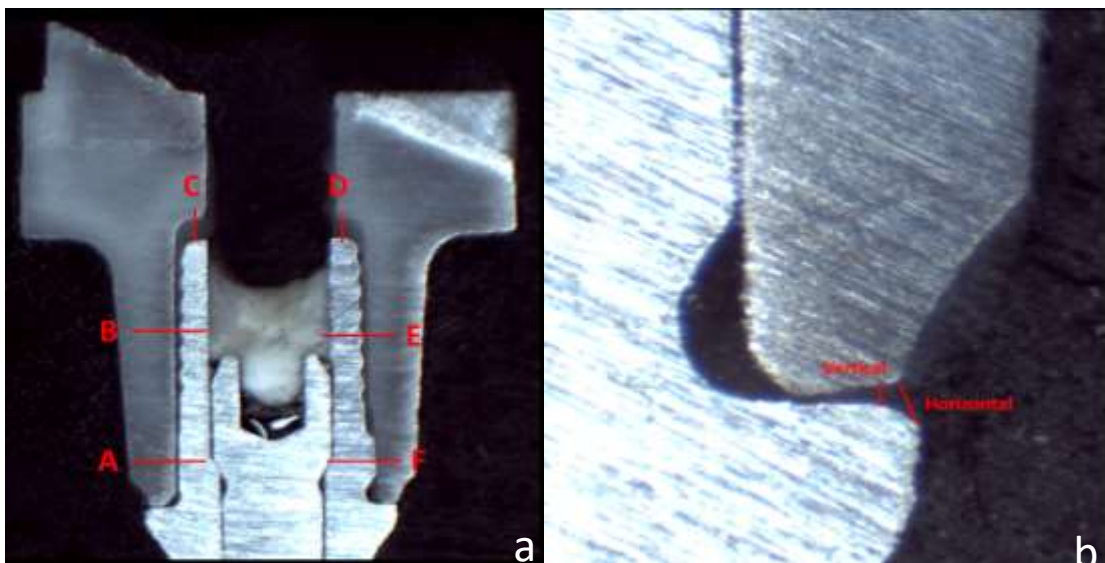
4.7 Análise sob magnificação

Foi realizada análise da linha de cimentação interna e marginal em pontos pré-determinados (Figura 11), com um microscópio ótico (MO) sob aumento de 50 vezes (SE 2200, Opticam, São José dos Campos, SP, Brasil) seguido pela captura e processamento da imagem (software *TS view*, versão 7.2.1.7, Tucsen Photonics, Fujian, China) (Jun et al., 2007).

Todas as medidas foram realizadas por somente um operador do microscópio, no mesmo dia e de maneira cega.

Os locais onde foram realizadas as medições dos desajustes internos e marginais são representadas esquematicamente nas figuras 11a e 11b, respectivamente (Borba et al. 2011; Faot et al., 2015; Al Ajaji et al., 2017). Foi adotada terminologia sugerida por Holmes et al. (1989), referente à adaptação marginal horizontal, onde os valores negativos estavam associados à denominação de “subcontorno” ou contorno negativo (Figura 12).

Figura 11 – Locais onde foram realizadas medições de desajuste interno(a) e marginal(b).

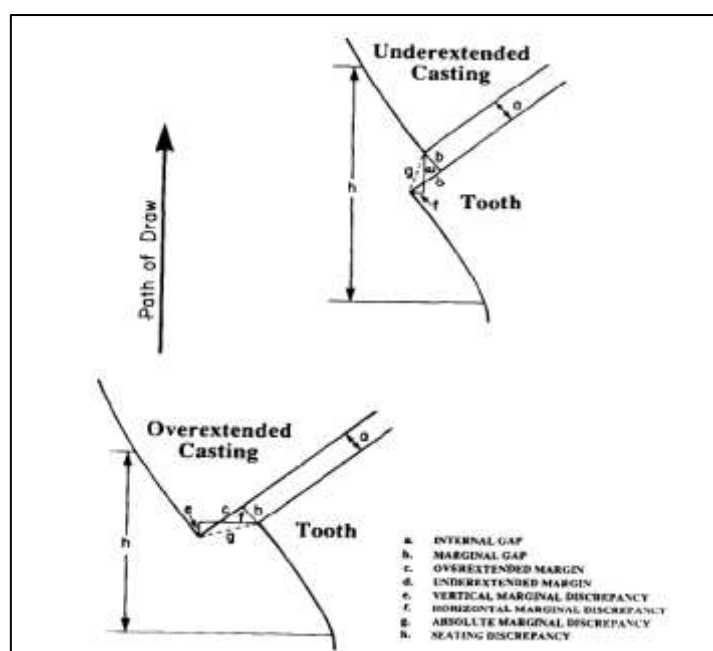


Na tabela 1 são descritas as médias dos alívios internos dos desenhos na fase CAD, nos locais onde foram realizadas as medições dos CPs submetidos ao corte pós embutimento. O desajuste marginal horizontal e vertical foi programado como 0 (zero). Não há desvio padrão pois para confecção de todos os CPs de cada grupo foi utilizado um mesmo desenho.

Tabela 1. Média das desadaptações internas em cada grupo na fase CAD.

	Desadaptação interna (μm)		
	AF cervical	BE axial	CD oclusal
G 25	34	95	283
G 50	56	115,5	348
G 75	79	140	417

Figura 12 – Esquema utilizado para avaliar desajuste marginal horizontal e vertical



Fonte: Holmes et al. 1989.

4.8 Pull Out – “Arrancamento”

Os demais 6 (seis) CPs de cada grupo, foram submetidos a teste de arrancamento (“Pull out”) uniaxial em Máquina universal de ensaios EMIC- DL 200MF (INSTRON/EMIC, Paraná, Brasil), utilizando adaptador para ensaio de pull out OD49 (ODEME, Santa Catarina, Brasil) e célula de carga de 200 N (Ernst et al. 2005).

A figura 13a demonstra o conjunto posicionado na porção inferior do dispositivo. Previamente à fixação do CP à parte superior do dispositivo, a porção cervical deste foi preenchida com silicone de condensação denso (Zetaplus, Labordental, São Paulo, Brasil) (Figura 13b). Desta forma preveniu-se o escoamento de resina acrílica para porção cervical do pilar (Figura 13c). A figura 13d ilustra o posicionamento de todo o conjunto devidamente posicionado para dar início ao ensaio. A velocidade utilizada para ensaio de arrancamento foi de 0.5mm/min. (Prata et al. 2011; Carnaggio et al. 2012; Güler et al. 2017)

Figura 13 – Posicionamento dos conjuntos para ensaio de *Pull out*.



Foram registradas as forças máximas em Newtons (N) para arrancamento em cada grupo.

4.9 Análise Estatística

Com base nas medidas das áreas de interesse nas regiões indicadas (Figura 11), para adaptação interna, foram calculadas as médias das medidas obtidas nas regiões A e F (cervical), B e (axial) e, C e D (oclusal). Para avaliar adaptação marginal, foram calculadas as médias de adaptação marginal vertical direita e esquerda do CP seccionado. Assim como para medidas de adaptação marginal horizontal, foram calculadas as médias destas do lado esquerdo e direito.

Foram empregados na estatística a análise de variância a 1 fator com teste de Tukey para comparação dos grupos e, correlação de Pearson para avaliar a correlação entre a adaptação interna e marginal com a resistência ao arrancamento. O nível de significância foi de 95% ($p > 0,05$).

Como variáveis dependentes foram consideradas a adaptação interna (cervical, axial e oclusal), a adaptação marginal e a resistência ao arrancamento, enquanto como a variável independente, foram considerados os diferentes espaçamentos internos dos 3 grupos.

5 RESULTADOS

5.1 Adaptação marginal e interna

As respectivas médias e desvios padrão encontradas em cada grupo para parâmetros de desajuste interno e marginal, foram submetidos à análise estatística e apresentados na tabela 2.

Tabela 2. Valores de adaptação interna e marginal dos CPs de zircônia.

Grupos	Adaptação interna (μm)			Adaptação Marginal (μm)	
	Cervical	Axial	Oclusal	Vertical	Horizontal
G 25	25 \pm 4 a	82 \pm 3 a	278 \pm 24 a	33 \pm 12 a	-18 \pm 15 a
G 50	48 \pm 3 b	92 \pm 3 a	267 \pm 45 a	25 \pm 9 a	-22 \pm 7 a
G 75	73 \pm 5 c	108 \pm 3 a	298 \pm 30 a	23 \pm 9 a	-18 \pm 12 a

Letras diferentes indicam diferença estatisticamente significativa (ANOVA, $p > 0,05$)

A comparação direta dos valores médios de desajuste cervical nos 3 grupos, do desenho CAD e medidos através de microscópio estão expressos na tabela 3.

Tabela 3. Valores de desajuste interno dos grupos de desenho digital e após análise sob microscópio.

	Desadaptação interna (μm) CAD			Desadaptação interna (μm) MO		
	G 25	G 50	G 75	G 25	G 50	G 75
AF cervical	34	56	79	25	48	73
BE axial	95	115,5	140	82	92	108
CD oclusal	283	348	417	278	267	298

5.2 Pull out ou arrancamento

A tabela 4 apresenta os valores médios encontrados em cada grupo bem como desvios padrão para valores de resistência ao arrancamento.

Tabela 4. Valores de resistência ao arrancamento dos CPs de zircônia com diferentes alívios internos.

Grupos	Resistência ao Arrancamento (N)
	Média e dp
G 25	90,3 ±25,7a
G 50	79,1 ±32,7a
G 75	67,8 ±24,7a

Letras diferentes indicam diferença estatisticamente significativa (ANOVA, $p > 0,05$)

Os diferentes espaçamentos internos não influenciaram significativamente na média dos valores encontrados para adaptação interna nas regiões denominadas como axial e oclusal ($p > 0,05$). No entanto foi identificada diferença significativa nas médias obtidas na região denominada cervical ($p < 0,05$).

Os diferentes espaçamentos internos não influenciaram significativamente na adaptação marginal vertical nem horizontal ($p > 0,05$).

Não houve correlação entre a adaptação interna cervical e a adaptação marginal na resistência ao arrancamento ($p > 0,05$).

6 DISCUSSÃO

Diante do impacto que diferentes graus de desadaptação marginal e interna podem ter no sucesso de restaurações protéticas sobre dentes ou implantes, como no acúmulo de placa e alterações da flora subgengival, atenção especial deve ser dada a estes fatores em favor da saúde dos tecidos periodontais/periimplantares (Pak et al., 2010; Hamza et al, 2013).

A busca pela “adaptação perfeita” e maior retenção friccional entre pilar e prótese pode atuar de maneira paradoxal como afirmado, em 1968, por Lorey e Myers. Na ocasião recomendaram que, para não prejudicar a retenção das próteses, deve-se permitir um espaço uniforme para o cimento.

A literatura apresenta diferentes métodos utilizados para avaliar a adaptação interna e marginal de próteses fixas de diversos tipos de materiais. Clinicamente, pode-se avaliar a adaptação marginal, diretamente com auxílio de uma sonda e/ou indiretamente, através de radiografias ou por intermédio de procedimento de moldagem com material de precisão, gerando uma réplica que pode ser levada ao microscópio óptico ou de varredura de elétrons. A fim de checar a desadaptação interna, pode-se também utilizar a técnica da réplica, onde o espaço destinado ao agente cimentante é medido. Em estudos laboratoriais, um dos métodos de avaliação da amostra é a direta, seccionada sob microscópio (Hamza et al., 2013).

Neste estudo foi utilizado microscópio ótico para avaliação do desajuste interno e marginal entre pilar e implante, possibilitado pelo contraste entre os materiais (metal/zircônia).

De acordo com trabalho de Gomes et al. (2017), não há prejuízo quanto aos resultados das análises, ao se utilizar réplicas de implantes em lugar de implantes.

Através do teste de arrancamento (*Pull out*), aferiu-se valores de retenção nos diferentes grupos e estabeleceu-se correlação entre os valores encontrados e os níveis de desajustes marginais e internos.

Schiessl, et al., em 2013, afirmaram que testes uni axiais apresentam a vantagem de possibilitar o estudo de fatores relacionados às coroas sobre os níveis de retentividade dos cimentos.

Neste trabalho, foram testados diferentes espaçamentos internos de restaurações cerâmicas monolíticas em Zr e suas implicações na adaptação marginal e resistência ao arrancamento. Foram isoladas variáveis como sistema de escaneamento, sistema de fresagem, material cerâmico, etc. que de acordo com Rinke et al. (2012) podem interagir de maneira complexa e indireta, afetando a precisão de estruturas em zircônia fabricadas através de CAD/CAM.

Segundo Koch et al. (2016), no processo dentro do fluxo de trabalho digital, erros podem ter origens diversas incluindo o *software*, escâner e processo de fresagem. Variações em escaneamentos individualizados resultam em diferentes modelos fresados. Assim, os autores concluem que, quando se compara o modelo mestre com o fresado, este é afetado por variações no *software*, escâner e fresadora.

No presente trabalho, eliminou-se as variáveis da versão do software de escaneamento e sistema/unidade de fresagem. Assim, algumas das variáveis foram isoladas através da utilização do mesmo parâmetro/equipamento/material em todos os grupos, como também foi o caso do material cerâmico, cimento, etc.

As médias dos valores para adaptação marginal deste trabalho, nos 3 grupos, mostraram-se compatíveis com os descritos por Hamza et al. (2013) para o grupo de dissilicato de lítio ($28.1 \pm 7.9 \mu\text{m}$). Concordando também com Abduo, Lyons e Swain, (2010) que afirmaram que a maioria dos sistemas disponíveis proporciona adaptação marginal clinicamente aceitável.

Neste trabalho, foi observada concordância frente aos resultados publicados por Ji Suk, et al. (2015). Os autores encontraram resultados de adaptação marginal clinicamente aceitáveis independentemente dos parâmetros de espaçamento, com desadaptação média de $35 \mu\text{m}$.

Para todos os grupos testados nesta pesquisa, os valores de desajuste marginal vertical estão bem abaixo dos 120 μm descritos por McLean e Fraunhofer (1971), como dentro dos limites clinicamente aceitáveis. No entanto deve-se observar que, uma vez que o desajuste marginal vertical dos desenhos em CAD de todos os três grupos foi calibrado como zero, estes sofreram aumento considerável.

De acordo com Contrepolis et al. (2013), deve-se considerar o efeito da aplicação de recobrimento estético na adaptação final das restaurações. Restaurações monolíticas eliminam o fator do material de revestimento como potencial problema à adaptação marginal. Neste trabalho nenhum dos CPs recebeu recobrimento cerâmico, atuando como casquetes e, portanto, excluindo esta variável colocando todos na mesma condição comparativamente. Recomenda-se cautela ao comparar os resultados do presente estudo com outros que utilizam restaurações com recobrimento sobre estruturas.

Outro fator descrito por Rinke et al. (2012) que pode interferir na adaptação marginal é o efeito da pré-sinterização ou pós-sinterização da Zr. No presente trabalho, todos os CPs foram submetidos ao processo de sinterização conforme recomendação do fabricante e pelo mesmo laboratório, minimizando possíveis interferências desta etapa no resultado final.

Embora tenha sido observado que houve redução na dimensão do espaço interno oclusal entre a fase CAD e CAM, em todos os grupos, não foi possível estabelecer correlação entre os valores de espaçamento interno e

resistência ao arrancamento. De maneira semelhante, Al-Johany et al. (2017) em trabalho *in vitro* para avaliar a influência do não preenchimento do orifício de acesso ao parafuso por cimento na retenção de casquetes de zircônia, ainda que utilizando cimentação temporária, relataram que a retenção não foi afetada pelo aumento do espaço oclusal.

Quando se correlaciona a adaptação marginal com a interna, parece existir uma correlação inversa. Conforme foi demonstrado por Bindl e Mörmann (2007) e Kale et al. (2016), maiores espaços internos resultaram em menores desadaptações marginais em razão de menor ocorrência de contatos prematuros internos. Embora não tenha sido significativa, esta afirmação pode ser confirmada pelos resultados encontrados no presente trabalho. Quanto maior o espaço interno, cervical, axial e oclusal, nos três grupos, menor foi o espaço marginal encontrado.

Os valores aferidos para desajuste marginal horizontal foram todos negativos. Ou seja, de acordo com o descrito por Holmes et al. (1989), apresentaram “discrepância horizontal marginal” de subcontorno. Embora essa redução no contorno da estrutura possa ser compensada ou vedada através da aplicação de cerâmica de recobrimento, futuros trabalhos devem avaliar a possível influência desta redução de volume no comportamento mecânico destes materiais.

Tanto a “discrepância horizontal marginal” quanto as demais discrepâncias observadas entre a fase CAD e CAM foram previstas por Boitelle

et al. em 2016. Os autores afirmaram que, para reduzir as origens de erro e imprecisões, ajustes específicos de parâmetros de desenho são recomendados pelos fabricantes conforme o material e a restauração produzida por certos sistemas CAD CAM. A capacidade de reproduzir estes parâmetros na restauração é um elemento crucial para garantir a precisão de um sistema CAD CAM. A configuração do ajuste de espaçamento entre o dente preparado e o casquete fabricado através de tecnologia CAD CAM, influencia na precisão da adaptação, embora no presente trabalho somente tenha sido observada diferença estatisticamente significativa ($p > 0,05$) entre os grupos G 25, G 50 e G 75, no desajuste interno na região cervical.

Independentemente dos resultados não terem apontado redução estatisticamente significativa da resistência ao arrancamento e nem afetar negativamente a desadaptação marginal (vertical ou horizontal) em função do aumento do espaçamento interno dos CPs em Zr, deve-se ter cautela ao extrapolar tais resultados para aplicação clínica. Durante a etapa de cimentação dos CPs, foi notada liberdade rotacional excessiva no grupo 75. Caso ocorresse em prótese fixa unitária, tal liberdade rotacional poderia causar alterações nas relações de contatos proximais e/ou oclusais (Wassell, Barker, Steele, 2002). Por outro lado, podem favorecer o assentamento passivo em próteses múltiplas e outros tipos de pilares.

Já os resultados apresentados em 2005, por Nakamura et al., onde não encontraram diferença estatisticamente significativa para adaptação marginal

variando o alívio interno dos preparos estão de acordo com os encontrados no presente trabalho.

Os resultados do presente trabalho estão parcialmente em desacordo com os resultados apresentados por Kale et al. (2016) que testaram o efeito de diferentes espaços para cimento na desadaptação marginal e identificaram que maiores espaços para cimento levaram a melhor adaptação marginal. No entanto, o grupo de 30 μm apresentou mais áreas com desajustes marginais maiores que 120 μm . De maneira semelhante, Rinke et al. (2012), sugeriram que o espaço para cimento em restaurações do tipo coroa em Zircônia através de CAD/CAM, seja ajustado para valores não inferiores a 60 μm , permitindo um melhor assentamento sobre o pilar com menor necessidade de adaptação manual. Neste trabalho, nenhum dos grupos testados necessitou de ajustes manuais e dois destes tiveram espaços internos inferiores a 50 μm na região cervical.

Não houve diferença estatística em favor ou prejuízo da retentividade dentro dos desajustes utilizados neste trabalho.

A hipótese de que diferentes alívios internos não afetariam na adaptação marginal foi aceita. No entanto, a hipótese de que menores espaçamentos internos proporcionariam maior resistência ao arrancamento foi rejeitada.

7 CONCLUSÃO

Pode-se concluir, dentro dos limites desse trabalho de pesquisa *in vitro*, que:

1. Não houve influência da alteração do desajuste interno nas médias dos valores obtidos para desajuste interno nas regiões axiais e oclusais em nenhum dos grupos;
2. Não houve correlação entre os valores de desajuste interno com os valores de adaptação marginal vertical nem horizontal em nenhum dos grupos;
3. Não houve correlação entre os desajustes internos e marginais com a resistência ao arrancamento em nenhum dos grupos;
4. Houve diferença significativa entre os desajustes internos na região cervical entre os três grupos

REFERÊNCIAS*

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

Abduo J, Lyons K, Swain M. Fit of zirconia fixed partial denture: a systematic review. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2010; 37(11): 866–876.

Abduo J, Lyons K. Rationale for the Use of CAD/CAM Technology in Implant Prosthodontics. *International Journal of Dentistry*. Volume 2013, Article ID 768121;1-8. doi: 10.1155/2013/768121

Abduo J, Lyons K, Bennamoun M. Trends in Computer-Aided Manufacturing in Prosthodontics: A Review of the Available Streams. *International Journal of Dentistry*. Volume 2014, Article ID 783948; 1-15. doi:10.1155/2014/783948

Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Brånemark P-I, Jemt T. A Long-Term Follow-up Study of Osseointegrated Implants in the Treatment of Totally Edentulous Jaws. *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*. 1990; 5(4): 347-359.

Al Ajaji NK, Bardwell D, Finkelman M, Ali A. Micro-CT Evaluation of Ceramic Inlays: Comparison of the Marginal and Internal Fit of Five and Three Axis CAM Systems with a Heat Press Technique. *J Esthet Restor Dent*. 2017; 29: 49-58.

Al-Johany SS, Al Amri MD, Al-Bakri AS, Al-Qarni MN. Effect of the Unfilled Space Size of the Abutment Screw Access Hole on the Extruded Excess Cement and Retention of Single Implant Zirconia Crowns. *Journal of Prosthodontics*. 2017; 1–6. doi: 10.1111/jopr.12580.

Beard T. Machining from STL files. *Modern Machine Shop* [serial on the Internet]. 1997. Jan; 69(8): 90. Available from: Computers & Applied Sciences Complete

Bindl A, Mörmann WH. Fit of all-ceramic posterior fixed partial denture frameworks in vitro. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2007; 27(6): 567-75

Boitelle P, Mawussi B, Tapie L, Fromentin O. A systematic review of CAD/CAM fit restoration evaluations. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2014; 41(11): 853—874.

Boitelle P, Tapie L, Mawussi B, Fromentin O. 3D fitting accuracy evaluation of CAD/CAM copings – comparison with spacer design settings. *International journal of computerized dentistry*. 2016; 19(1): 27-43.

Borba M, Cesar PF, Griggs JA, Della Bona A. Adaptation of all-ceramic fixed partial dentures. 2011; 27(11): 1119-1126.

Brånemark P-I, Breine U, Adell R, Hansson BO, Lindström J, Ohlsson Å. Intraosseous anchorage of dental prostheses: I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconst Surg*, 1969; 3(2): 81-100.

Buser D, Sennerby L, De Bruyn H. Modern implant dentistry based on osseointegration: 50 years of progress, current trends and open questions. *Periodontology 2000*. 2017; 73: 7–21.

Carnaggio TV, Conrad R, Engelmeier RL, Gerngross P, Paravina R, Perezous L, Powers JM. Retention of CAD/CAM All-Ceramic Crowns on Prefabricated Implant Abutments: An In Vitro Comparative Study of Luting Agents and Abutment Surface Area. *Journal of Prosthodontics*. 2012; 21(7): 523–528.

Cavusoglu Y, Akça K, Gürbüz R, Cehreli MC. A pilot study of joint stability at the Zirconium or Titanium abutment/titanium implant interface. *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*. 2014; 29(2): 338-343.

Contrepois M, Soenen A, Bartala M, Laviolle O. Marginal adaptation of ceramic crowns: A systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2013; 110(6): 447-454.

Della Bona A, Watts DC. Evidence-based dentistry and the need for clinically relevant models to predict material performance. *Dental Materials* 2013;29(1):1–2.

Ernst C-P, Cohnen U, Stender E, Willershausen B. In vitro retentive strength of zirconium oxide ceramic crowns using different luting agents. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2005; 93(6): 551-8.

Faot F, Suzuki D, Senna PM, da Silva WJ, de Mattias Sartori IA. Discrepancies in marginal and internal fits for different metal and alumina infrastructures cemented on implant abutments. *Eur J Oral Sci* 2015; 123(3): 215-219.

Fasbinder DJ. The CEREC system : 25 years of Chairside CAD/CAM Dentistry. *J Am Dent Association*. 2010; 141:3S-4S.

Fenner N, Hämmerle CHF, Sailer I, Jung RE. Long-term clinical, technical, and esthetic outcomes of all-ceramic vs. titanium abutments on implant supporting single-tooth reconstructions after at least 5 years. *Clinical Oral Implant Research*. 2016; 27(6): 716–723.

Ferro KJ. Ed. Glossary of Prosthodontic Terms Committee of the Academy of Prosthodontics (GPT-9). 2017 May. 117(5S):e1-e105. doi: 10.1016/j.prosdent.2016.12.001.

Gaspar M, Weichert F. Integrated construction and simulation of tool paths for milling dental crowns and bridges. *Computer-Aided Design*. 2013; 45: 1170–1181.

Gehrke P, Alius J, Fischer C, Erdelt KJ, Beuer F. Retentive Strength of Two-Piece CAD/CAM Zirconia Implant Abutments. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. 2014; 16(6): 920-925.

Gomes RS, Bergamo ETP, Bordin D, Cury AADB. The substitution of the implant and abutment for their analogs in mechanical studies: In vitro and in silico analysis. *Materials Science and Engineering C*. 2017; 5(1): 50–54.

Gomes RS; Souza CMC; Bergamo ETP; Bordin D; Cury AADB.

Misfit and fracture load of implant-supported monolithic crowns in zirconia-reinforced lithium silicate. *Journal of Applied Oral Science*, 2017; 25(3): 282-289.

Gonzalo E, Suárez MJ, Serrano B, Lozano JFL. A comparison of the marginal vertical discrepancies of zirconium and metal ceramic posterior fixed dental prostheses before and after cementation. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2009;102(6):378-384

Güler U, Budak Y, Queiroz JRC, Özcan M. Dislodgement Resistance of Zirconia Copings Cemented onto Zirconia and Titanium Abutments. *Implant Dentistry*. 2017; 26(3): 1–6.

Hamza TA, Ezzat HA, El-Hossary MMK, Katamish HAEM, Shokry TE, Rosenstiel SF. Accuracy of ceramic restorations made with two CAD/CAM systems. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2013; 109: 83-87.

Hjalmarsson L, Gheisarifar M, Jemt T. A systematic review of survival of single implants as presented in longitudinal studies with a follow-up of at least 10 years. *Eur J Oral Implantol*. 2016; 9(Suppl1): S155–S162.

Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, Sulik WD. Considerations in measurement of marginal fit. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 1989; 62(4): 405-8.

Inokoshi, M., De Munck, J., Minakuchi, S., Van Meerbeek, B., 2014. Meta-analysis of bonding effectiveness to zirconia ceramics. *J. Dent. Res.* 93(4), 329-334.

Ishikawa-Nagai S, Da Silva JD, Weber HP, Park SE. Optical phenomenon of peri-implant soft tissue. Part II. Preferred implant neck color to improve soft tissue esthetics. *Clinical Oral Implants Research*. 2007 Oct;18(5):575–80.

Ji Suk S, Jin Sook L, Jeong Yol L, Yeon Jo C, Sang Wan S, Jae Jun R. Effect of software version and parameter settings on the marginal and internal adaptation of crowns fabricated with the CAD/CAM system. *Journal of Applied Oral Science*. 2015; 23(5): 515-22. DOI: 10.1590/1678-775720150081

Jun K, Yasuhiro H, Yukimichi T, Atushi O, Yukitaka K, Akihiro F, Takashi M, Toshihisa F. Effect of Sintering on the Marginal and Internal Fit of CAD/CAM-fabricated Zirconia Frameworks. *Dental Materials Journal*. 2007; 26(6): 820-826.

Jung RE, Zembic A, Pjetursson BE, Zwahlen M, Thoma DS. Systematic review of the survival rate and the incidence of biological, technical, and aesthetic complications of single crowns on implants reported in longitudinal studies with a mean follow-up of 5 years. *Clin Oral Implants Res*. 2012;23 (Suppl 6):2–21

Kale E, Seker E, Yilmaz B, Özcelik TB. Effect of cement space on the marginal fit of CAD-CAM-fabricated monolithic zirconia crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2016; 116(6): 890-895.

Kayatt FE, Neves FD, Prudente MS, Carneiro TAPN. O CAM. In: Kayatt FE, Neves FD. *Aplicação dos Sistemas CAD/CAM na odontologia restauradora*. Rio de Janeiro: 2013.p. 217-233.

Khraisat A, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2002; 88(6): 604-10.

Koch GK, Gallucci GO, Lee SJ. Accuracy in the digital workflow: From data acquisition to the digitally milled cast. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2016; 115(6):749-754.

Lee A, Okayasu K, Wang HL. Screw- Versus Cement-Retained Implant Restorations: Current Concepts. *Implant Dentistry*. 2010; 19: 8–15.

Lekholm U, van Steenberghe D, Herrmann I, Bolender C, Folmer T, Gunne J, Henry P, Higuchi K, Laney WR, Lindén U. Osseointegrated Implants in the Treatment of Partially Edentulous Jaws: A Prospective 5-Year Multicenter Study. *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*. 1994;9(6):627-635.

Levine RA, Ganeles J, Gonzaga L, Kan JY, Randel H, Evans CD, et al. 10 Keys for Successful Esthetic-Zone Single Immediate Implants. *Compendium*. 2017 April; 38(4): 248-60.

Lorey RE, Myers GR. The retentive qualities of bridge retainers. *The Journal of the American Dental Association*. 1968; 76(3): 568-572.

Maluly-Proni AT, Anchieta RB, Suzuki TYU, Oliveira FG, Guedes APA, Rocha EP, Assunção WG, Santos PH. Sealing the Screw Access Channel with Polytetrafluoroethylene Tape: Advantages of the Technique. *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*. 2017;32(5):1132–1134.

Martin W, Hamilton A. Prosthetic management for optimal esthetic outcomes. In: Buser D, Chen S, Wismeijer D, editores. *ITI Treatment Guide, Volume 10: Implant Therapy in the Esthetic Zone: Current Treatment Modalities and Materials for Single-Tooth Replacements*. Berlin. 2017. p. 133-168.

McLean JW, Fraunhofer JA. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *British Dental Journal*. 1971;131:107-11.

Mobilio N, Catapano S. The use of monolithic lithium disilicate for posterior screw-retained implant crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2017; 118(6):703-705.

Moraguez OD, Belser UC. The use of polytetrafluoroethylene tape for the management of screw access channels in implant supported prostheses. *J Prosthet Dent* 2010; 103(3): 189-191.

Mously HA, Finkelman M, Zandparsa R, Hirayama H. Marginal and internal adaptation of ceramic crown restorations fabricated with CAD/CAM technology and the heat-press technique. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2014; 112: 249-256.

Nakamura T, Tanaka H, Kinuta S, Akao T, Okamoto K, Wakabayashi K, et al. In Vitro Study on Marginal and Internal Fit of CAD/CAM All-ceramic Crowns. *Dental Materials Journal*. 2005; 24 (3): 456-459.

Neves FD, Kayatt FE. Contextualização histórica. In: Kayatt FE, Neves FD. *Aplicação dos Sistemas CAD/CAM na odontologia restauradora*. Rio de Janeiro: 2013.p. 1-12.

Ng J, Ruse D, Wyatt C. A comparison of the marginal fit of crowns fabricated with digital and conventional methods. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2014;112(3):555-560.

Özcan M, Volpato CAM. Adhesion Protocol for Bonding Abutments or Fixed Dental Prostheses on Titanium Bases in Implant-borne Reconstructions: How and Why? *The Journal of Adhesive Dentistry*. 2016. May/June; 18(3): 268-269.

Pak HS, Han JS, Lee JB, Kim SH, Yang JH, J. Influence of porcelain veneering on the marginal fit of Digident and Lava CAD/CAM zirconia ceramic crowns. *Journal of Advanced Prosthodontics*. 2010. Jun;2(2):33-8.

Pauletto N, Lahiffe BJ, Walton JN, Pros C. Complications Associated with Excess Cement Around Crowns on Osseointegrated Implants: A Clinical Report. *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*. 1999; 14(6): 865–868.

Prata RA, Oliveira VP, Menezes FCH, Borges GA, Andrade OS, Gonçalves LS. Effect of 'Try-in' paste removal method on bond strength to lithium disilicate ceramic. *Journal of Dentistry*. 2011; 39(12): 863-70.

Rad FAA, Succaria FG, Morgano SM. Fracture resistance of porcelain veneered zirconia crowns with exposed lingual zirconia for anterior teeth after thermal cycling: An in vitro study. *The Saudi Dental Journal*. 2015; 27(2): 63-9.

Rajan BN, Jayaraman S, Kandhasamy B, Rajakumaran I. Evaluation of marginal fit and internal adaptation of zirconia copings fabricated by two CAD - CAM systems: An in vitro study. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*. 2015; 15(2): 173-178.

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. *Dental Materials Journal* 2012; 31(4): 601–609.

Schiessl C, Schaefer L, Winter C, Fuerst J, Rosentritt M, Zeman F, et al. Factors determining the retentiveness of luting agents used with metal- and ceramic-based implant components. *Clinical Oral Investigations*. 2013; 17(4): 1179-90.

Silva NRFA, Bonfante E, Rafferty BT, Zavanelli RA, Martins LL, Rekow ED, et al. Conventional and modified veneered zirconia vs. metaloceramic: fatigue and finite element analysis. *Journal of Prosthodontics*. 2012; 21(6): 433–9.

Silva GC, Cornacchia TMP, de Las Casas EB, Magalhães CS, Moreira NA. A Method for Obtaining a Three-Dimensional Geometric Model of Dental Implants for Analysis via the Finite Element Method. *Implant Dentistry*. 2013; 22(3): 309-314.

Steinebrunner L, Wolfart S, Ludwig K, Kern M. Implant–abutment interface design affects fatigue and fracture strength of implants. *Clinical Oral Implant Research*. 2008; 19(12): 1276–1284.

Stimmelmayr M, Edelhoff D, Güth J-F, Erdelt K, Happe A, Beuer F. Wear at the titanium–titanium and the titanium–zirconia implant–abutment interface: A comparative in vitro study. *Dental Materials*. 2012 Dec;28(12):1215–20.

Suárez MJJ, Vernimmen FS, Merchán EAR. Comparison of marginal fit of zirconia copings manufactured with the use of two CAD/CAM systems Cerec InLab (Sirona®) CAD/CAM Zirkonzahn (Zirkonzahn®) and Zirkograph 025 ECO pantographic system (manual milling system) (Zirkonzahn®). *Revista Odontológica Mexicana*. 2015;19 (4): e236-e241.

Thammajaruk P, Inokoshi M, Chong S, Guazzato M. Bonding of Composite Cements to Zirconia: A Systematic Review and Meta-analysis of In Vitro Studies, *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, DOI: 10.1016/j.jmbbm.2018.02.008.

Tong-Mei W, Liang-Jenq L, Juo-Song W, Li-Deh L. Effects of prosthesis materials and prosthesis splinting on peri-implant bone stress around implants in poor-quality bone: a numeric analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2002;17(2): 231-7.

Wassell RW, Barker D, Steele JG. Crowns and other extra-coral restorations: try-in and cementation of crowns. *British Dental Journal*. 2002; 193(1): 17–20.

Wei-Shao L, Harris BT, Zandinejad A, Martin WC, Morton D. Use of prefabricated titanium abutments and customized anatomic lithium disilicate structures for cement-retained implant restorations in the esthetic zone. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2014; 111(3): 181-185.

Wittneben J-G, Millen C, Brägger U. Clinical Performance of Screw- Versus Cement-Retained Fixed Implant-Supported Reconstructions— A Systematic Review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2014; 29(Suppl):84–98. doi: 10.11607/jomi.2014suppl.g2.1

Wittneben J-G, Joda T, Weber H-P, Brägger U. Screw retained vs. cement retained implant-supported fixed dental prosthesis. *Periodontology* 2000. 2017; 73(1): 141–151.

Zarb GA, Schmitt A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: The Toronto study. Part I: Surgical results. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1990; 63(4): 451-7.

Zembic A, Kim S, Zwahlen M, Kelly JR. Systematic review of the survival rate and incidence of biologic, technical, and esthetic complications of single implant abutments supporting fixed prostheses. *International Journal Oral Maxillofacial Implants*. 2014; 29 Suppl: 99–116.

Zembic A. Different implant-abutment interfaces – Overview and clinical implications. *Forum Implantologicum*. 2018; 14(1): 48-57.