UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO

IZABELA CRISTINA MAURÍCIO MORIS

**ANÁLISE BIOMECÂNICA *IN VITRO* DE PILARES ESTÉTICOS DE ZIRCÔNIA
PERSONALIZADOS E NÃO PERSONALIZADOS.**

Ribeirão Preto

2015

IZABELA CRISTINA MAURÍCIO MORIS

**ANÁLISE BIOMECÂNICA *IN VITRO* DE PILARES ESTÉTICOS DE ZIRCÔNIA
PERSONALIZADOS E NÃO PERSONALIZADOS.**

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de
Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, para a
obtenção do título de Doutor no Programa de
Reabilitação Oral.

Área de Concentração: Reabilitação Oral

Orientador: Prof. Dra. Renata Cristina Silveira
Rodrigues Ferracioli.

VERSÃO CORRIGIDA

Ribeirão Preto

2015

AUTORIZO A REPRODUÇÃO E DIVULGAÇÃO DO TEOR TOTAL OU PARCIAL DESTE TRABALHO POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO, PARA FINS DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE.

FICHA CATALOGRÁFICA

Elaborada pela Biblioteca Central do Campus USP - Ribeirão Preto

Moris, Izabela Cristina Maurício

Análise biomecânica *in vitro* de pilares estéticos de zircônia personalizados e não personalizados.

122p: il.; 30 cm

Tese de Doutorado apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto/USP. Área de concentração: Reabilitação Oral.

Versão corrigida da tese. A versão original se encontra disponível na unidade que aloja o programa

Orientador: Prof. Dra. Renata Cristina Silveira Rodrigues Ferracioli.

1. Zirconia. 2. Prótese e implante. 3. Torque. 4. Teste de materiais

FOLHA DE APROVAÇÃO

IZABELA CRISTINA MAURICIO MORIS

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, para a obtenção do título de Doutor no Programa de Reabilitação Oral.

Área de Concentração: Reabilitação Oral

Aprovada em: ____/____/____

BANCA EXAMINADORA

Prof.(a). Dr.(a).: _____

Instituição: _____

Julgamento: _____Assinatura: _____

Prof.(a). Dr.(a).: _____

Instituição: _____

Julgamento: _____Assinatura: _____

Prof.(a). Dr.(a).: _____

Instituição: _____

Julgamento: _____Assinatura: _____

Prof.(a). Dr.(a).: _____

Instituição: _____

Julgamento: _____Assinatura: _____

Prof.(a). Dr.(a).: _____

Instituição: _____

Julgamento: _____Assinatura: _____

Dedicatória

DEDICO ESTE TRABALHO

Aos meus pais, **Ricardo e Izabel**, por terem acreditado nos meus sonhos e me impulsionado diante de cada obstáculo enfrentado. Pessoas fundamentais na minha vida que eu só tenho que agradecer pela educação, amor, carinho, companheirismo e compreensão que me dedicaram em toda a minha vida. Amo vocês!

Aos meus irmãos, **Fernando e Rodrigo** e à minha cunhada, **Alessandra** pela amizade, amor e companheirismo que me proporcionaram. Agradeço por estarem sempre presentes em minha vida me ajudando a superar os desafios da vida sempre com conselhos e incentivo.

Aos meus sobrinhos **Heloísa e Pedro** por fazerem dos meus finais de semana mais felizes, com muito amor e alegria. Responsáveis pelo meu sorriso mesmo nos momentos mais difíceis.

Ao meu marido, **Thiago**, que com muita paciência e compreensão sempre esteve ao meu lado me dando forças e incentivando para que eu não desanimasse, sempre acreditando no meu sucesso. Muito obrigada pela atenção, companheirismo e amor, os quais me confortaram e me fizeram sentir segura para a execução de toda esta etapa seja no Brasil ou no exterior.

Aos meus avós, **José e Ivete (in memoriam)**, os quais sempre rezaram e torceram pelo meu sucesso, incentivando-me chegar até aqui.

Agradecimento Especial

AGRADECIMENTO ESPECIAL

À Prof^á. Dra. **Renata Cristina Silveira Rodrigues Ferracioli**, por ter sido uma excelente orientadora e exemplo de pessoa. Obrigada pela amizade, paciência, carinho que foram essenciais para nossa boa convivência tornando mais simples a realização das etapas de nosso projeto e assim alcançando o sucesso desejado. Obrigada pela confiança depositada, por me acolher desde a iniciação científica e acreditar no meu trabalho. Obrigada pelos ensinamentos os quais me fizeram amadurecer tanto profissionalmente como pessoalmente. Admiro-te como pessoa, professora e também como orientadora. A esta pessoa especial e essencial para o meu sucesso que estará sempre em minha memória: Muito Obrigado foi um prazer trabalhar com você!

Ao Prof. Dr. **Ricardo Faria Ribeiro**, obrigada pela amizade, atenção e carinho durante a pós-graduação. Obrigada por todo conhecimento transmitido, pelas oportunidades oferecidas e pela disponibilidade em me ajudar sempre que necessário. Exemplo de mestre e pessoa, com conhecimento e postura admirável com quem tive o prazer de trabalhar e aprender. Muito Obrigada!

Ao Prof. Dr. **Alex Fok**, obrigada pela paciência, atenção e acolhida em seu país. Tenho certeza que isto fez a diferença para que o objetivo final fosse alcançado. Muito obrigada pelos conhecimentos transmitidos!

Agradecimientos

AGRADECIMENTOS

A **Deus**, pela minha vida, por tudo o que tenho e tudo o que sou!

À Dra **Adriana Cláudia Lapria Faria Queiroz**, pela amizade, atenção, disponibilidade, companheirismo e pela ajuda durante toda a pós graduação. Pessoa de admirável caráter e conhecimento, que contribuiu em minha formação, sendo uma das responsáveis pelo sucesso obtido. Muito Obrigada por tornar meus dias no laboratório mais felizes e prazerosos!

À Prof^á. Dra. **Maria da Glória Chiarello de Mattos** e a Prof^á. Dra. **Rossana Pereira de Almeida Antunes**, pela amizade, carinho e atenção durante todos os momentos de nossa convivência.

À Direção da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, representada por seu Diretor, Prof. Dr. **Valdemar Mallet Barros**, por sua competência.

À Universidade de Minnesota por ter me acolhido durante 3 meses para execução de parte do meu trabalho.

A todos os docentes do curso de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Área de Reabilitação Oral, pelos ensinamentos transmitidos.

À engenheira **Ana Paula Macedo**, pela sua amizade, atenção e disponibilidade que influenciou diretamente na realização deste trabalho.

Ao **Luiz Sérgio Soares**, pela amizade e também pelo desenvolvimento e manutenção de equipamentos fundamentais para a execução deste trabalho.

À Regiane de Cássia Tirado Damasceno, Ana Paula Xavier e Fernanda Talita de Freitas, da secretaria do departamento de Materiais Dentários e Próteses, pela amizade e disponibilidade.

À Isabel Cristina Galino Sola e Regiane Cristina Moi Sacilotto, da secretaria da Seção de Pós Graduação, pela disponibilidade e atenção.

Aos técnicos, Edson Volta e Ricardo de Souza Antunes, pelo auxílio na realização dos testes mecânicos.

Aos técnicos, Lício, Paulo Sérgio, Marcelo, Fernando, Odair, José de Godoi, Júlio e Eduardo, pela amizade, atenção e disponibilidade que tornaram a realização deste trabalho mais simples.

À amiga Érica Alves Gomes, por sempre estar disposta a me ajudar e ensinar. Obrigada pela amizade, carinho e companheirismo.

Aos professores Yara Teresinha Corrêa Silva Sousa e Manoel e Manoel Damião de Sousa Neto por disponibilizarem os equipamentos para que o trabalho pudesse ser realizado.

Às amigas Gabriela, Eleonora, Fernanda, Flávia, Francine, Larissa e Ana Elisa que mesmo longe sempre me apoiaram e incentivaram durante todo o curso.

Aos amigos Fábio, Rafael, Denise, Francieli, Talita, Danilo Flamini e Raniel pela amizade, companheirismo no laboratório e apoio durante todo o decorrer do curso de doutorado.

Aos amigos da pós graduação Rafael, Nathália, Danilo, Juliana, Maria Paula, Lourenço, Carla, Karina, Marcelo, Vanessa, Tatiana, Denise, Raniel, Danilo Flamini,

Christian, Francieli e Talita pela amizade, aprendizado e pelos ótimos momentos que vivemos juntos.

À amiga **Graziela Bianchi Leoni** pela ajuda no manuseio de equipamentos para o desenvolvimento de parte do trabalho

A todos os meus familiares que participaram desta fase da minha vida dando apoio e incentivo.

Ao **Manoel** e à **Neusa** por terem me acolhida como filha.

A **CAPES** e a **FAPESP 2012/00407-O** pela bolsa concedida durante o curso de doutorado.

A **FAPESP** pelo auxílio à pesquisa (2010/20632-3) concedido, o qual permitiu a realização deste trabalho.

... e a todos que contribuíram direta ou indiretamente para o sucesso deste trabalho. Muito Obrigada!

Resumo

MORIS, I.C.M. Análise biomecânica *in vitro* de pilares estéticos de zircônia personalizados e não personalizados. Ribeirão Preto, 2015. 122p. Tese (Doutorado em Reabilitação Oral). Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo.

RESUMO

Atualmente os implantes passaram a ser uma opção viável de tratamento para se obter uma adequada reabilitação oral, sendo que a estética tem se tornado um fator de grande importância na Odontologia. Os pilares em zircônia tem-se apresentado como uma boa alternativa que vem preencher o fator estético, não contemplado pelos pilares metálicos. O objetivo deste estudo foi avaliar a resistência à fratura dos pilares de zircônia personalizados e não personalizados e o efeito da ciclagem termomecânica sobre a adaptação marginal, perda de torque e resistência à cimentação destes pilares. Para avaliar a resistência à fratura, 18 implantes cone morse foram utilizados e estes foram divididos em três grupos: GZr: 6 conjuntos implantes/pilares em zircônia; GZrp: 6 conjuntos implante/pilares em zircônia personalizados e GTi: 6 conjuntos implante/pilares em titânio (controle). Os conjuntos implante/pilar foram submetidos à carga compressiva oblíqua em máquina universal de ensaios, com célula de carga de 500kgf e velocidade de 0,5mm/min, em angulação de 30°. Para avaliar os efeitos da ciclagem termomecânica foram utilizados 24 implantes cone morse e estes foram divididos em três grupos: GZr: 8 conjuntos implantes/pilares em zircônia; GZrp: 8 conjuntos implante/pilares em zircônia personalizados e GTi: 8 conjuntos implante/pilares em titânio (controle). Os pilares foram instalados com o torque recomendado pelo fabricante (15Ncm). Coroas cerâmicas foram confeccionadas para todos os grupos. A adaptação marginal das coroas foi avaliada antes e após a ciclagem termomecânica e a resistência de cimentação das coroas foi avaliada após a ciclagem termomecânica através do ensaio de tração. Os conjuntos foram submetidos a 1.000.000 ciclos mecânicos e 8.400 ciclos térmicos. A análise estatística utilizada para o teste de resistência à fratura foi ANOVA com teste complementar de Tukey. O Grupo GZrp apresentou resistência a fratura significativamente maior que GZr ($p=,009$) e o GZr foi semelhante ao GTi. Para a análise da perda de torque e adaptação marginal foi utilizado o modelo linear de efeitos mistos. Para a adaptação marginal a análise estatística revelou haver diferença entre os grupos GZrp e GTi (após ciclagem $p=,010$) porém não houve diferença dentro do mesmo grupo nos diferentes tempos (antes e após ciclagem termomecânica). Para a perda de torque a análise estatística revelou não haver diferenças significantes, antes e após a ciclagem termomecânica, dentro dos grupos, porém entre os grupos houve diferenças estatísticas entre GZr e GTi antes da ciclagem ($p=,040$). Para a análise da resistência de cimentação das coroas foi utilizado ANOVA e este revelou não haver diferenças significantes entre os grupos. Sendo assim, conclui-se que a personalização dos pilares de zircônia não afeta suas propriedades mecânicas, e que o comportamento dos pilares de zircônia é semelhante aos pilares de titânio o que viabiliza o seu uso clínico.

Palavras chaves: Zircônia; Próteses e implantes; Torque; Teste dos materiais.

Abstract

MORIS, I.C.M. *In vitro* biomechanical analysis of customized and not customized aesthetic zirconia abutment. Ribeirão Preto, 2015.122p. Thesis (Doctorate in Oral Rehabilitation). Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo.

ABSTRACT

Now implants have been a viable option of treatment for reaching an adequate oral rehabilitation, once the aesthetic have become a factor of great importance in Dentistry. The zirconia abutments have appeared as a good alternative to fill the aesthetic factor that is not present in the metallic abutments. The aim of the present study was to evaluate the fracture strength of customized and not customized zirconia abutments and the effect of thermomechanical cycling in the marginal fit, torque loss and cementation resistance of these abutments. For fracture strength evaluation, 18 morse taper implants were used and divided into three groups: GZr: 6 sets of implants/zirconia abutments; GZrp: 6 sets of implants/customized zirconia abutments and GTi: 6 sets of implants/titanium abutments (control). The sets were submitted to compressive oblique loading in universal testing machine, with a load cell of 500kgf and 0.5mm/min speed, in a 30 degree angulation. For evaluation of the thermomechanical cycling effect, 24 morse taper implants were used and divided into three groups: GZr: 8 sets implants/zirconia abutments; GZrp: 8 sets implants/customized zirconia abutments and GTi: 8 sets implants/titanium abutments (control). The abutments were installed with the torque recommended by the manufacturer (15Ncm). Ceramic crowns were made for all groups. The marginal fit of crowns was evaluated before and after thermomechanical cycling and the cementation resistance of crowns was evaluated after thermomechanical cycling by tensile strength test. The sets were submitted to 1,000,000 mechanical cycles and 8,400 thermal cycles. The fracture strength data were statistically analyzed by ANOVA and Tukey's test. The GZrp group presented fracture strength statistically greater than GZr ($p=.009$) and GZr was similar to GTi. Marginal fit and torque loss data were analyzed by mixed linear model. In the marginal fit, significant difference was noted between GZrp and GTi (after: $p=.010$), but no difference was noted in the group at different times (before and after thermomechanical cycling). For torque loss, no significant difference was noted before and after thermomechanical cycling in the groups, but significant difference was noted between GZrp and GTi after thermomechanical cycling (.040). Cementation resistance of crowns was analyzed by ANOVA and no significant difference was noted among the groups. Thus, it was concluded that customization of zirconia abutments does not affect their mechanical properties, and the behavior of zirconia abutments is similar to titanium ones, enabling its clinical use.

Keywords: Zirconia, Prosthesis and implants, Torque, Materials test.

Sumário

SUMÁRIO

RESUMO

ABSTRACT

1. INTRODUÇÃO	33
2. PROPOSIÇÃO	49
3. MATERIAL E MÉTODOS	53
3.1 Resistência à fratura da conexão implante/pilar protético	55
3.1.1 Embutimento dos implantes/instalação dos pilares	56
3.1.2 Preparo dos pilares	59
3.1.3 Teste de resistência à compressão	60
3.1.4 Análise Fractográfica	63
3.2 Ensaio de Ciclagem Termomecânica	64
3.2.1 Confecção das coroas	65
3.2.2 Adaptação Marginal	69
3.2.3 Ensaio de ciclagem termomecânica	71
3.3 Resistência à remoção por tração de coroas cimentadas	72
4. RESULTADOS	75
4.1 Resistência à fratura	77
4.2 Ciclagem termomecânica	84
4.2.1 Adaptação marginal	84
4.2.2 Perda de torque	86
4.3 Resistência à remoção por tração de coroas cimentadas	89
5. DISCUSSÃO	91
6. CONCLUSÃO	105
REFERÊNCIAS	109
ANEXOS	119

Introdução

1. INTRODUÇÃO

A perda de elementos dentais, com prejuízos funcionais e estéticos, faz com que profissionais e pacientes procurem alternativas para substituí-los. Sendo assim, a fim de obter a adequada reabilitação oral, buscando eliminar inconvenientes e dificuldades próprias das reconstruções protéticas, os implantes dentais passaram a ser uma opção viável de tratamento (IMPERIAL, 2008).

No início do uso dos implantes, não se dava importância ao resultado estético do tratamento reabilitador do paciente. Era mais importante a fixação do implante ao osso do que a prótese, pois se buscava, exclusivamente, função (BOTTINO, 2004). Atualmente, com o elevado índice de sucesso alcançado pelos implantes, a estética também passou a ser fator de preocupação, tanto de profissionais quanto de pacientes.

A região maxilar anterior é frequentemente chamada de “zona estética”, por sua alta visibilidade e influência na aparência facial. Dentre os fatores que afetam a estética da prótese sobre implante está a escolha do pilar intermediário (ADATIA et al., 2009). Um inconveniente para a reabilitação protética com implantes utilizando pilares convencionais em titânio nesta região é a presença de tecido gengival delgado e/ou recessões gengivais, causando à restauração uma aparência desagradável (TRIPODAKIS et al., 1995; SCHIROLI, 2004). Portanto, o surgimento dos pilares estéticos é uma alternativa interessante que vem preencher o fator estético, não contemplado pelos pilares metálicos.

A utilização dos pilares cerâmicos permite a obtenção de uma estética semelhante à do dente natural (YILDIRIM et al., 2003; BOTTINO et al., 2004; BOUDRIAS et al., 2001), pois estes permitem a transmissão de luz através dos tecidos periimplantares (BOUDRIAS et al., 2001; VIGOLO et al., 2006) e são especialmente adequados para áreas com tecido gengival fino (GARINE et al., 2007). No mercado estão disponíveis alguns pilares pré-fabricados totalmente cerâmicos que, segundo os fabricantes, são altamente resistentes e têm

excelentes propriedades mecânicas e ópticas; podendo ser à base de óxido de alumínio e de óxido de zircônia.

A zircônia é de cor branca e apresenta uma estrutura cristalina monocíclica em temperatura ambiente apresentando-se estável até 1.170°C. Entre 1.170°C e 2.370°C apresenta uma fase tetragonal e acima de 2.370°C apresenta uma fase cúbica permanecendo estável até que atinja o seu ponto de fusão. O processo inverso, o seu resfriamento a partir de altas temperaturas faz com que haja alterações em sua estrutura, uma transformação da fase tetragonal para a fase monocíclica ocorre por volta de 950°C. Esta transformação é acompanhada por um aumento substancial em seu volume (aproximadamente 4,5%) o que pode levar à ocorrência de falhas catastróficas, o que é conhecido como um processo de degradação a baixas temperaturas (KOBAYASHI et al., 1981). Segundo alguns autores (KOBAYASHI et al., 1981; HEATHER et al., 2007) quando Y-TZP é submetido à ambiente altamente úmido com temperaturas entre 150°C e 400°C ocorre o processo de degradação do material à baixas temperaturas. Este processo ocorre inicialmente na região superficial dos grãos de zircônia, a água é incorporada aos grãos preenchendo os vazios de oxigênio e espalhando-se para a superfície, aumentando dessa forma a rugosidade da superfície. Por isso óxidos estabilizantes tais como CaO, MgO, Y₂O₃ ou CeO₂ são adicionados em sua composição para a formação de um cristal tetragonal (TPZ) estável, o que, do ponto de vista mecânico, é muito importante, por eliminar a indução de estresse devido à transformação tetragonal-monocíclica prevenindo desta forma a propagação de trincas, fato comumente observado nas cerâmicas de maneira geral (ARDLIN, 2002; DENRY et al., 2008; DEVILLE et al., 2003; PASSOS et al., 2014; SUNDH et al., 2008).

Sendo assim, a zircônia em sua fase tetragonal estabilizada com óxido de ítrio (Y-TZP) tem sido o material utilizado para a confecção dos pilares protéticos estéticos. Porém a estabilidade da zircônia (Y-TZP) ao longo do tempo é limitada pela transformação espontânea

que ocorre da fase tetragonal para a fase cíclica. Essa transformação contínua de fase ocorre durante o contato com um ambiente úmido (KOSMAC et al. 1999) conhecido como o fenômeno de envelhecimento, que se refere à degradação do material em baixas temperaturas.

Pilares pré-fabricados de zircônia vêm sendo cada vez mais utilizados durante a reabilitação oral por promoverem estética satisfatória e biocompatibilidade. Porém, estes componentes nem sempre fornecem um perfil de emergência (contorno morfológico) satisfatório, ou então, necessitam ser preparados para obter espaço suficiente para o material restaurador, o que torna necessário a sua modificação seja por subtração ou adição de material (ALQAHTANIE et al., 2014). Sendo assim, estudos têm sugerido que a personalização por desgaste ou outros tratamentos mecânicos de superfície podem afetar a estrutura da zircônia, introduzindo estresses residuais que podem influenciar as propriedades mecânicas destes pilares (SUNDH et al., 2005). Alguns fabricantes de componentes protéticos oferecem a opção de pilares anatômicos em zircônia na tentativa de melhorar este perfil de emergência e, consequentemente, favorecer a estética.

Com base na incerteza sobre a influência do preparo dos pilares de zircônia nas propriedades mecânicas do material, estudos vêm sendo realizados para discutir tal assunto. Adatia et al. (2009) avaliaram a resistência à fratura de pilares em zircônia preparados ou não e concluíram que o desgaste de 1mm da margem com irrigação não afetou a resistência à fratura e que a região mais fraca parece ser a interface pilar/análogo. Att et al. (2012) avaliaram o efeito do preparo dos pilares e a relação da espessura das paredes dos pilares na resistência à fratura dos pilares de zircônia usinados e concluíram que o preparo e a diminuição na espessura das paredes dos pilares não foram suficientes para diminuir a capacidade destes pilares em resistir as forças oclusais mastigatórias na região anterior. Porém no estudo de Nothdurft et al. (2011), no qual avaliaram a resistência à fratura de próteses parciais fixas na região posterior, sobre implantes, utilizando pilares em zircônia, preparados

ou não, os resultados foram discordantes. Os autores observaram que a individualização da porção cervical não afetou a resistência, mas a redução das paredes do pilar levou à diminuição da resistência à fratura.

Comparando a resistência à fratura dos pilares de zircônia com pilares de titânio sem qualquer tipo de preparo, analisando o comportamento mecânico dos pilares durante função, observou-se que sob carregamento estático os pilares de titânio apresentaram maiores valores de resistência flexural e os pilares cerâmicos apresentaram diferentes pontos de fraturas, sendo importante a análise do desenho do pilar e o tipo de conexão utilizada, pois estes podem ter influenciado na estabilidade do conjunto implante/pilar (LEUTERT et al, 2012).

Segundo estudo de Foong et al (2013) os pilares de titânio cone morse apresentam maior resistência à fratura que os pilares de zircônia cone morse, porém o modo de falha dos pilares de zircônia é específico do material e do desenho apresentado. Os pilares de titânio apresentaram deformação plástica tanto nos implantes quanto nos pilares e fratura nos parafusos dos pilares. Já os pilares de zircônia não apresentaram deformação no implante e nem no parafuso, porém apresentaram fratura no terço apical do pilar de zircônia.

A análise da superfície fraturada dos pilares cerâmicos é extremamente eficiente na prevenção de novas falhas e no estudo das causas da mesma, pois a observação macroscópica e microscópica da fratura fornece informações sobre a origem e as causas da iniciação, direção e seqüência de propagação, sua interação com a microestrutura, além do estado de tensão no momento da fratura. Desta forma, o exame fractográfico possibilita que futuras falhas venham a ser eliminadas. A Fractografia é uma ferramenta bem estabelecida na engenharia para o exame das superfícies fraturadas e têm sido muito utilizada na odontologia para avaliar materiais cerâmicos. Sendo que na análise fractográfica de materiais cerâmicos é frequente a identificação de eventos característicos: *compression curl*, *hackle*, *wake hackle*, *twist hackle* e *arrest lines* que contribuem para a identificação da direção de propagação da

fratura e delimitação do ponto de origem da falha (SCHERRER et al., 2007; QUINN et al., 2005; TASKONAK et al., 2008; LOHBAUER et al., 2010).

Além da preocupação com a necessidade de modificação dos pilares de zircônia, deve-se atentar com o fato de a cavidade oral é um meio dinâmico onde ocorrem constantes mudanças. A cavidade oral apresenta-se como um ambiente quente e úmido que pode desencadear fatores negativos que afetam as propriedades mecânicas das restaurações cerâmicas: a) água a partir da saliva; b) água a partir de agentes cimentantes e túbulos dentinários; c) força mastigatória; d) estresse gerado através da diferenças entre o coeficiente de expansão térmica dos materiais; e) variações de temperatura e f) variações de pH, que poderão contribuir com o processo de envelhecimento do material em baixas temperaturas influenciando diretamente no tamanho, forma e distribuição dos grãos, tipo e conteúdo do óxido estabilizador e na presença de estresse residual nas cerâmicas (STUDART et al., 2007; PINTO et al., 2008)

Kohal et al (2010) avaliaram os efeitos da ciclagem mecânica e da preparação da porção coronária dos implantes de corpo único na resistência à fratura do sistema em zircônia e concluíram que a preparação da porção coronária dos implantes de corpo único, assim como o ciclagem mecânica diminuíram a resistência à fratura desses implantes.

Rosentritt et al (2014) avaliaram o tipo de falha e a resistência à fratura dos pilares/implantes (ZZS: implante e pilar em zircônia; ZZB: implante e pilar em zircônia; ZZZB: implante e pilar em zircônia; ZTS: implante em zircônia e pilar em titânio; TTS: implante e pilar em titânio; TTS: implante e pilar em titânio; ZA: corpo único em zircônia; ZB: corpo único em zircônia) quando submetidos à ciclagem mecânica e ao teste estático de resistência à fratura e também observaram que a ciclagem mecânica desencadeou a ocorrência de falhas nos conjuntos pilar/implante, observando a presença de fraturas na interface

pilar/implante zircônia e ocorrência de afrouxamento e ruptura do parafuso de fixação do pilar tanto nos conjuntos pilar/implante zircônia como também nos de titânio.

Com relação à influência da ciclagem mecânica na adaptação do pilar/implante tem-se que segundo estudo de Yüzügüllü e Avci (2008) quando analisada a adaptação marginal de implantes hexágono externo e pilares protéticos (titânio, alumina e zircônia) após carregamento dinâmico, não foram observadas diferenças. Segundo estudo de Baixe et al (2010) com relação a comparação do *microgap* entre pilares de zircônia e implantes de titânio tem-se que os pilares de zircônia apresentaram menores valores de *microgaps* quando comparado com resultados da literatura para pilares de titânio, sendo que a média dos valores de *microgap* marginal para este estudo foi de 2 micrometros. Também, neste estudo os sistemas cone morse apresentaram resultados menores de *microgap* quando comparado com os demais sistemas, o que pode atribuir uma melhora no comportamento biológico e mecânico deste sistema. Já no estudo de Park et al. (2013) quando comparada a adaptação de pilares de zircônia pré-fabricado e usinados obtiveram que os pilares de zircônia pré fabricados exibem melhor adaptação implante/pilar, consequente menor *microgap* entre as estruturas.

As pesquisas avaliando a resistência dos pilares estéticos assim como o comportamento biomecânico durante o funcionamento têm aumentado, porém a maioria dos estudos avalia pilares protéticos para implantes hexágono externo e interno, e pouco se sabe sobre o comportamento biomecânico de pilares estéticos em zircônia para implantes cone morse.

Objetivando maior sucesso na reabilitação oral com próteses sobre implantes as indústrias desenvolveram junções internas, que seriam conexões mais estáveis (ARVIDSON et al., 1998; KHRAISAT et al., 2002), e os exemplos mais utilizados seriam o hexágono interno e o cone morse. Cone morse foi um termo originado da indústria de ferramentas mecânicas, que designa um mecanismo de encaixe, no qual dois elementos desenvolvem uma

ação resultante em contato íntimo com fricção, quando um elemento “macho” cônico é instalado numa “fêmea”, também cônica.

Em uma conexão cônica, travamento e fricção são os princípios básicos para o bom funcionamento do conjunto implante/pilar. Cargas laterais são resistidas principalmente pela interface cônica, que previne que o pilar se incline, mesmo quando a conexão entre a parte cônica e a parte rosqueada do parafuso é perdida devido a uma fratura. O mesmo princípio de travamento é responsável por proteger as roscas de cargas funcionais excessivas. Testes mecânicos, em ambiente laboratorial, de implantes com junções cônicas internas têm demonstrado excelente estabilidade do componente protético (NORTON, 2000; ROMANOS, 2000). Cálculos analíticos sobre diferentes parâmetros de implantes com junção interna cone morse mostram que este tipo de interface, teoricamente, pode resultar em grande retenção e estabilidade da prótese (MAEDA et al, 2007).

A utilização de interfaces cone morse entre o implante e o pilar protético tem como objetivo aprimorar algumas propriedades destes implantes: melhorar a adaptação entre implante e pilar protético; dificultar a passagem de bactérias através do *gap* entre estas estruturas, minimizar as reabsorções ósseas periimplantares, melhorar a estabilidade mecânica e impedir o afrouxamento do pilar (BOZKAYA e MÜFTÜ, 2005; BOZKAYA e MÜFTÜ, 2003; KHRAISAT et al., 2002; PERRIARD et al., 2002; NORTON et al., 1999).

Segundo Bozkaya e Muftu (2005) o parafuso dos pilares protéticos dos implantes cone morse contribui muito pouco para a retenção destes componentes, sendo a maior parte da retenção desempenhada pela parte cônica. Segundo estes autores, nos implantes cone morse o afrouxamento de pilares constitui problema menor do que nos sistemas convencionais. De acordo com Weigl (2004) a conexão cônica favorece a retenção friccional entre o pilar e o implante, garantindo ótima propriedade anti-rotacional. O parafuso de fixação fica protegido pelo desenho da conexão protética, de modo que forças oblíquas tendem a ser dissipadas ao

longo da interface pilar/implante. Estas características garantem excelente estabilidade protética, de modo que estes implantes podem ser indicados para reabilitações com coroas individuais, mantendo a morfologia das superfícies oclusais dos dentes naturais.

Para a estabilização do pilar protético sobre o implante o seu parafuso de fixação é parafusado no implante criando-se assim uma junta parafusada entre as estruturas. Quando carga de aperto é aplicada ao parafuso, criam-se cargas compressivas no implante e cargas de tração no parafuso, proporcionais ao torque aplicado. Para que ocorra o afrouxamento desta junta parafusada, a magnitude da força externa deve ser maior do que a força pela qual estas estruturas estão conectadas (ALKAN et al., 2004). A força que mantém estas estruturas parafusadas é conhecida como carga de aperto, carga inicial ou pré-carga. A pré-carga deve ser muito bem controlada para proporcionar boa retenção entre os componentes, pois pré-cargas de baixa intensidade não proporcionam boa retenção, e pré-cargas muito altas podem levar a deformações permanentes, ou até mesmo à fratura dos componentes. Esta pré-carga deve ser maior do que as forças às quais o parafuso será submetido na boca, e menor do que o limite de escoamento do material do parafuso. De forma geral, o torque necessário para a remoção do parafuso é menor do que o torque de instalação, devido ao relaxamento do material, ou ao assentamento e deformação entre as superfícies de contato (ELIAS E FIGUEIRA, 2003; HAACK et al, 1995).

O sucesso da reabilitação oral através do uso do implante está diretamente relacionado aos fatores biomecânicos aos quais estão envolvidos. O conjunto implante/pilar é mantido por uma força de retenção gerada pelo parafuso no implante (junta parafusada), um fator biomecânico essencial para suportar as forças oclusais (YOUSEF et al., 2005). Complicações mecânicas relacionadas ao parafuso de fixação do pilar têm sido reportadas na literatura, sendo o afrouxamento do parafuso a complicação mais frequente, que pode variar de 6% a 48% (EKFELDT et al., 1994; HAAS et al., 1995; HENRY et al., 1996). O processo

de afrouxamento do parafuso segundo Bickford (1981) pode ser descrito em dois estágios. Inicialmente, forças externas tais como forças mastigatórias aplicadas sobre a junta parafusada causam movimentação no parafuso, contribuindo com a diminuição da pré-carga do parafuso. O segundo estágio envolve o afrouxamento contínuo do parafuso, diminuindo a pré-carga abaixo de valores críticos, permitindo o giro das roscas e o afrouxamento da junta parafusada. Para manter a junta parafusada, a magnitude da força de pré-carga deve ser maior que a força oclusal, caso contrário, o limite de escoamento do parafuso pode ser excedido, causando dessa forma afrouxamento e deformação do parafuso, sendo que para manter a junta parafusada as forças oclusais não devem ultrapassar 60% a 75% do limite de escoamento do material do parafuso de fixação do pilar (JORNEUS et al., 1995; MAGLUMPHY et al., 1998; HAACK et al., 1995). Sakaguchi et al., 1995 analisaram através de método não linear a distribuição do estresse nos parafusos dos pilares e nos parafusos protéticos após a aplicação do torque e encontraram após a pré-carga valores máximo de tensão abaixo de 55% do limite de escoamento do material em ambos os parafusos.

Com o objetivo de avaliar o comportamento do parafuso de fixação dos pilares protéticos estudos têm sido desenvolvidos. Em um estudo utilizando o método do elemento finito Alkan et al. (2004) encontraram maiores valores de estresse concentrados na região entre o corpo e a primeira rosca do parafuso tanto do pilar quanto do parafuso protético após aplicação da pré-carga submetidos a 3 diferentes cargas oclusais (carga horizontal=10N, carga vertical=35N e carga oblíqua=70N), sendo que nas três condições testadas, o valor máximo do estresse não alcançou o limite de escoamento do parafuso do pilar e do parafuso protético (ALKAN et al., 2004). Para avaliar o desempenho mecânico de conexões cônicas de implantes/pilares submetidos a ensaio de fadiga Seetoh et al. (2011) avaliaram o comportamento de três sistemas de implantes cônicos com seus pilares correspondentes de titânio e de zircônia. Os conjuntos foram submetidos a ciclagem mecânica sob carga de 21N

com angulação de 45° em relação ao longo eixo dos conjuntos, criando assim um momento flexural de 35Ncm na interface implante/pilar. Com frequência de 10Hz, 5 milhões de ciclos foram realizados. Concluíram que os pilares cônicos de titânio parecem ter pior desempenho frente ao ensaio de fadiga, quando comparados com estudos anteriores de conexões em hexágono externo. O desempenho dos pilares cônicos de zircônia variou e mostrou melhores resultados, dependente do sistema testado. Muitas das fraturas em ambos os pilares de zircônia e titânio, ocorreram dentro do implante e sua reversibilidade representa um grande desafio clínico.

Em um trabalho *in vitro*, Coppedê et al. (2009) analisaram o efeito de ciclos sucessivos de torque/carregamento mecânico em dois diferentes pilares protéticos de implantes do sistema cone morse: um pilar sólido e um pilar com parafuso passante. Os autores verificaram que o carregamento mecânico de pilares com conexão em cone morse aumentou o torque de remoção destes pilares em comparação com pilares semelhantes não carregados mecanicamente; e que entre os dois tipos de pilares carregados mecanicamente, o que apresentou os melhores resultados foi o pilar com parafuso passante, que teve torque de remoção superior ao torque de instalação. Neste trabalho, cada ciclo de carregamento mecânico correspondeu à utilização clínica de 3 a 4 dias, o que não permitiu determinar o comportamento destes componentes em longo prazo. Além disso, a carga aplicada aos corpos-de-prova neste trabalho foi de 5N.

Uma boa adaptação marginal é indispensável para obtenção de sucesso das reabilitações. Adaptação marginal deficiente pode levar ao aumento da microinfiltração bacteriana e acúmulo de biofilme, dissolução do cimento, ocorrência de cáries secundárias e doenças periodontais. Além disso, uma prótese deve oferecer boa adaptação interna o que facilita o assentamento da coroa sem comprometer sua retenção e resistência. Sendo assim, estudos têm sido desenvolvidos a fim de estabelecer um limite para a ocorrência de

discrepâncias marginais nas coroas. Muitos autores (JEMT et al., 1991; REICH et al., 2005; REICH et al., 2010) consideram discrepâncias marginais entre 100 e 150µm como sendo clinicamente aceitáveis. Em estudo clínico, Mc Lean and von Fraunhofer (1971) avaliaram a adaptação marginal das coroas durante 5 anos, concluíram que valores de discrepâncias marginais até 120µm são aceitáveis.

Coroas totais em cerâmica têm sido empregadas durante a reabilitação oral devido ao favorecimento estético e biocompatibilidade, oferecidos por este material (KELLY et al., 1996 YILMAZ et al., 2007). Adicionalmente, com a finalidade de garantir adequado suporte para estas restaurações livres de metais, estruturas sinterizadas de zircônia têm sido utilizadas para promover além da estética, boa resistência mecânica (GUAZZATO et al., 2005).

Computer-aided design/computer aided manufacturing (CAD/CAM) têm sido cada vez mais utilizado por permitirem a utilização de materiais policristalinos de alta resistência (zircônia) para confecção de estruturas sinterizadas (CEHRELI et al., 2009; ORTORP et al., 2009; REKOW et al., 2007) o que parece ser positivo, já que as cerâmicas de revestimento apresentam menor resistência à flexão (90-120 MPa) quando comparadas aos policristais tetragonais de zircônia estabilizada com ítria (900-1200 MPa) (CHRISTEL et al., 1989; PICONI et al., 1999). Além disso, o sistema CAD/CAM apresenta-se com boa alternativa para redução do tempo de trabalho, reduzindo as etapas laboratoriais e permitindo dessa forma a confecção de estruturas mais precisas devido a utilização de blocos cerâmicos de zircônia homogêneos, por se tratar de um mecanismo digital. Sendo assim, acredita-se que com a utilização do sistema CAD/CAM os valores de discrepâncias marginais das coroas devem diminuir desde que a aplicação da cerâmica de revestimento seja correta.

Em 2004, Quintas et al avaliaram a adaptação marginal vertical de *copings* com diferentes materiais cerâmicos, linhas de términos e agentes de cimentação. Sendo assim, concluíram que o fator que mais influencia na adaptação marginal vertical dos *copings*

cerâmicos é a técnica e o material empregado para a confecção desses *copings*, sendo que para o estudo encontrou-se melhores valores para o sistema Procera em relação a adaptação marginal quando comparado ao Empress 2 e *copings* de alumina InCeram, independentemente de qualquer combinação entre linhas de término e agentes cimentante. No estudo de Yeo (2003) o sistema Empress 2 apresentou melhores resultados com relação à adaptação marginal quando comparado com os outros sistemas. O sistema convencional InCeram utilizado no estudo apresentou maiores resultados de discrepância marginal. Porém os valores de discrepâncias marginais mesmo sendo diferente entre os grupos apresentaram como sendo clinicamente aceitáveis uma vez que os valores estiveram abaixo de 120µm. Bindl and Mormann (2005) em um estudo *in vitro* avaliaram a adaptação de coroas/*copings* preparados, fabricados com diferentes sistemas CAD/CAM (Cerec inLab, DCS, Decim e Procera) e observaram valores de discrepâncias marginais entre 17 a 43µm. Em outro estudo utilizando coroas de zircônia confeccionadas com os sistemas Digident e Lava CAD/CAM foi encontrado valores entre 82 e 83 µm (Pak et al., 2010). Reich et al (2005) em um estudo clínico avaliaram a adaptação marginal de uma prótese fixa de três elementos utilizando os sistemas Digident, Vita, Lava e In-Ceram e observaram valores de discrepâncias marginais entre 67 a 92 µm. Em outro estudo de Reich et al (2010) avaliando a adaptação marginal de coroas unitárias confeccionadas pelo sistema CAD/CAM apresentou valores de discrepâncias marginais entre 100 µm.

Diferentes métodos têm sido empregados para a avaliação da adaptação marginal das coroas sobre os pilares. Clinicamente a avaliação da adaptação marginal é feita através da visualização com auxílio de espelho, sondas e radiografias periapicais. Em laboratório essa avaliação normalmente tem sido feita com auxílio de um microscópio óptico. Atualmente um novo método não destrutivo utilizando um micro-tomógrafo computadorizado (Micro CT) tem sido utilizado para avaliação da adaptação marginal. Este

método permite a avaliação da adaptação marginal e do espaço interno em 2 dimensões (2D) e 3 dimensões (3D) dentro do intervalo de alguns micrometros, em diferentes locais e direções (DEMIR et al., 2014; SEO et al., 2009; PELEKANOS et al., 2009). No estudo de Borba et al, 2013 no qual avaliaram a adaptação marginal de coroas cerâmicas sobre implantes confeccionadas através do sistema CAD/CAM utilizando o micro-CT obtiveram como resultados valores de discrepâncias marginais entre $47\mu\text{m}$ o que está dentro do limite aceitável, uma vez que alguns autores citam este limite para valores abaixo de $120\mu\text{m}$ (BEUER et al., 2009; KOKUBO et al., 2005).

Considerando as complicações mecânicas às quais o conjunto coroa/pilar/implante está submetido durante a função mastigatória fisiológica, estas não devem ter influência na adaptação passiva entre implante e seus componentes protéticos. Para a realização de um estudo laboratorial pode-se utilizar a ciclagem mecânica para simulação do ato mastigatório, de modo a aproximar o ensaio das condições normalmente encontradas no meio bucal (ITINOCHE et al., 2004). O ensaio é realizado submetendo a estrutura a ser avaliada a ciclos repetitivos em meio aquoso, com intensidade, frequência e temperatura controladas (ITINOCHE, 2002).

A força mastigatória pode ser definida como toda a força transferida para os arcos dentais quando o bolo alimentar é mastigado. As medidas durante a mastigação variam amplamente, com forças de 17 até 450N (MORNENBURG et al, 2002). Para simular as condições intra-orais, Attia e Kern (2004), utilizaram um aparelho de simulação de ciclos mastigatórios em ambiente aquoso, por 600.000 ciclos mastigatórios. A frequência dos ciclos foi de 1,2Hz, com carga máxima de 49N. Bolas de cerâmica “Steatite” foram utilizadas como superfícies antagonistas para simular os dentes da arcada oposta. Segundo os autores, a força máxima média durante a mastigação e deglutição humana é de 40N, enquanto forças máximas de mastigação posterior variam de 200 a 540N.

A literatura relata que a união osso/implante é extremamente confiável, porém complicações clínicas em relação à prótese ainda ocorrem (HECKER E ECKERT, 2003). Além das complicações já relatadas anteriormente, as dificuldades estéticas durante a reabilitação oral representam desafio para o clínico. A busca por uma estética semelhante à do dente natural fez com que pilares estéticos de zircônia fossem introduzidos no mercado, porém o comportamento biomecânico destes pilares estéticos durante a função ainda é pouco conhecido. Sendo assim, torna-se importante avaliar a resistência mecânica destes pilares, bem como o seu comportamento após simulação de ciclos mastigatórios.

Proposição

2. PROPOSIÇÃO

O objetivo deste estudo foi avaliar pilares estéticos de zircônia personalizados e não personalizados quanto à:

- a. resistência à fratura dos pilares de zircônia;
- b. efeito da ciclagem termomecânica sobre pilares estéticos cone morse sobre:
 - * adaptação coroa/pilar;
 - * perda de torque dos pilares protéticos;
- c. resistência à remoção por tração de coroas cimentadas.

A hipótese nula deste trabalho é que a personalização dos pilares de zircônia não irá afetar o funcionamento mecânico destes pilares.

Material e Método

3. MATERIAL E MÉTODO

3.1 Resistência à fratura da conexão implante/pilar protético

Para este ensaio foram utilizados 18 implantes cone morse Ankylos Plus (Dentsply Friadent, São Paulo, Brasil) com dimensões de 4,5 X 11mm (Figura 1), 12 pilares Cercon Balance Anterior em zircônia (Dentsply Friadent) sendo 6 com 5,5mm de diâmetro, 6,5mm de altura e 3,0mm de cinta transmucosa (Figura 2A) e 6 com 7,0mm de diâmetro, 7,5mm de altura e 3,0mm de cinta transmucosa (Figura 2B) e 6 pilares Cercon Balance Anterior em titânio (Dentsply Friadent) 5,5mm de diâmetro, 6,5mm de altura e 3,0 de cinta transmucosa (Figura 2C). Os implantes e pilares foram divididos em 3 grupos da seguinte forma:

- Grupo Zr - 6 conjuntos implante/pilares em zircônia,
- Grupo Zrp - 6 conjuntos implante/pilares em zircônia personalizados,
- Grupo Ti - 6 conjuntos implante/pilares em titânio (grupo controle).

Todos os implantes e pilares foram obtidos do estoque comercial disponível. Antes dos testes, as plataformas dos implantes e os pilares foram analisados em uma lupa estereoscópica modelo S8AP0 (Leica, Alemanha) (Figuras 1 e 2).

Figura 1. Plataforma do implante

Figura 2. A) Pilar cercon balance anterior zircônia pequeno; B) Pilar cercon balance anterior zircônia grande; C) Pilar cercon balance anterior em titânio

3.1.1 Embutimento dos implantes/instalação dos pilares

Para o embutimento dos implantes, um cilindro de PVC, compatível com o diâmetro do dispositivo do ensaio de resistência à fratura, foi duplicado utilizando uma borracha de silicone de duplicação (Silicone Master, Talladium do Brasil, Curitiba-PR, Brasil) para ser utilizada como matriz (Figura 3). Com a matriz confeccionada, os implantes foram presos com sua chave de instalação na haste de um delineador e, então, foram centralizados na matriz de silicone, estando 3mm do implante acima da borda da matriz de silicone, a fim de simular reabsorção óssea de 3mm (Khraisat *et al.*, 2002) (Norma ISO 14801)

Figura 3 – Cilindro de PVC e matriz de silicone

Após o posicionamento dos implantes, foi vertido sobre a matriz de silicone, o poliuretano (Poliuretano para vazamento F16, Axson, Cergy, França), o qual apresenta propriedades elásticas uniformes e módulo de elasticidade semelhante ao tecido ósseo medular humano (Poliuretano: 3.6 GPa e osso medular: 4.0-4.5 GPa) (WISKOTT & BELSER 1999; RUBO & SOUZA 2001). Este foi manipulado de acordo com as instruções do fabricante, sendo 6 g da parte A (poliol) com 6 g da parte B (isocianato) pelo período de 1 minuto (Figuras 4 e 5).

Figura4 – Pesagem e manipulação do poliuretano

Figura 5 – Preenchimento da matriz com poliuretano

Aguardou-se 60 minutos para a polimerização do material e, então, a chave de fixação do implante foi removida, ficando o implante centralizado na matriz de poliuretano (Figura 6).

Figura 6 – Implante embutido em poliuretano.

Após, os pilares com seus respectivos implantes foram posicionados individualmente em um equipamento para aplicação de torque desenvolvido no Departamento de Materiais Dentários e Prótese da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto (Figura 7). Na parte superior deste equipamento foi posicionado um torquímetro digital TQ 680 (Instrutherm Instrumentos de Medição Ltda., São Paulo, Brasil). Os pilares foram instalados com o torque recomendado pelo fabricante (15 Ncm).

Figura 7 - Aplicação de torque com torquímetro digital.

3.1.2 Preparo dos pilares

O preparo dos pilares foi realizado em um dispositivo (Figura 8) que permite o desgaste padronizado das paredes axiais e incisais porque possui duas hastes, horizontal e vertical, com uma escala em milímetros.

Figura 8 – Dispositivo utilizado para o preparo dos pilares: A) dispositivo para prender a matriz com o conjunto implante/pilar, B) dispositivo que permite a movimentação padronizada (em mm) da matriz no sentido horizontal, C) dispositivo que permite a movimentação padronizada da peça reta no sentido vertical (em mm); D) Preparo dos pilares: face distal; E) face palatina; F) face mesial; G) face vestibular.

As modificações foram realizadas com pedras polidoras com diamante de granulação grossa (DYP-13g, EVE Diasynt-Plus, Pforzheim, Germany), em baixa rotação, com peça de mão, conforme recomendação do fabricante dos pilares. Foram realizadas reduções de 1mm na altura e 0,75mm nas paredes axiais e os pilares ficaram com altura final de 6,5mm e diâmetro final de 5,5mm; sendo assim, ficaram com o mesmo diâmetro e altura dos pilares que não tiveram personalização. Este preparo foi realizado com o conjunto implante/pilar embutido em poliuretano e foi utilizada uma pedra polidora para cada pilar. O acabamento foi feito com pedras polidoras de granulação média (DYP-13m EVE Diasynt-Plus, Pforzheim, Germany). Após o preparo dos pilares, estes foram levados à um projetor de perfil para que fosse traçado o perfil de cada pilar a fim de confirmar que as dimensões dos pilares

preparados fossem semelhantes à dos pilares não personalizados através da sobreposição do perfil de ambos os pilares (Figura 9). O pilar após o preparo é apresentado na figura 10.

Figura 9 - Sobreposição do contorno do pilar Zr no pilar Zrp após personalização.

Figura 10 – Pilar preparado

3.1.3 Teste de resistência à fratura

O conjunto implante/pilar fixado na matriz de poliuretano foi posicionado em um dispositivo de metal com angulação de 30° (norma ISO 14801), que foi instalado na máquina universal de ensaios (EMIC DL-2000, São José dos Pinhais, Brasil). Os testes utilizaram célula de carga de 500kgf, com deslocamento de 0,5mm/min. O ponto de carga estava localizado a 11,5 mm da superfície da plataforma do implante (Figura 11).

Figura 11 - Teste de resistência à fratura na máquina universal de ensaios.

A carga foi aplicada até ocorrer a fratura em algum componente dos conjuntos, ou até que a força máxima de deformação (FMD) fosse ultrapassada e deformações plásticas comesçassem a ocorrer, com decréscimo da força de resistência, sem a ocorrência de nenhuma fratura. Isto pôde ser visualizado no computador acoplado a máquina de ensaios. O programa gera um gráfico de tensão/deformação do ensaio em tempo real que permite visualizar a quantidade de carga e o comportamento do corpo de prova. Para a padronização, quando houve um deslocamento de 3mm sem nenhuma ocorrência de deformação, o teste foi interrompido. Dois valores foram analisados: a força máxima de deformação (FMD) para os pilares de titânio, pois estes não se fraturaram e a força de fratura (FF) para os pilares de zircônia. Após os testes de resistência à compressão, todos os conjuntos foram novamente fotografados (Figuras 12 e 13).

Figura 12 - Pilares após o ensaio de resistência à fratura: Pilar de titânio, B) pilar de zircônia

Figura 13 – Exemplar de pilar de zircônia após ensaio de resistência à fratura

Após o teste de resistência à compressão um conjunto implante/pilar ensaiados de cada grupo, escolhido aleatoriamente, e um conjunto não ensaiado de cada grupo foram embutidos em resina acrílica e seccionados no sentido longitudinal em cortadeira de precisão. Para isso, cada conjunto foi preso à haste do delineador e então foram centralizados em uma matriz de silicone (Silicone Master, Talladium, Inc., Valencia, CA, EUA) na qual se verteu resina acrílica (Vipi Flash, Pirassununga, São Paulo, Brasil). Posteriormente as amostras foram seccionadas longitudinalmente na cortadeira de precisão (Isomet 1.000 Precision Saw, Buehler, Lake Bluff, EUA) (Figura 14) para avaliação do relacionamento entre os componentes (implante/pilar) e também avaliação da fratura e deformação do conjunto implante/pilar. Os cortes foram analisados no microscópio eletrônico de varredura (EVO 50H Electron Microscope, Zeiss, Oberkochen, Alemanha) com aumento de 40 vezes.

Figura 14 - Embutimento de amostras para análise microscópica: A) Posicionamento do conjunto na matriz de silicone; B) Conjunto implante/pilar embutido em resina acrílica; C) Conjunto implante/pilar sendo seccionado longitudinalmente.

3.1.4 Análise Fractográfica

Para a análise fractográfica dos pilares de zircônia, os demais conjuntos implante/pilar foram seccionados transversalmente acima das roscas do parafuso de fixação dos pilares com o auxílio de uma peça de mão e um disco para corte de metais (Disco sinterizado rígido, EVE, Pforzheim, Germany) com a finalidade de obter visão superior da superfície fraturada dos pilares (Figura 15). Após a obtenção da superfície fraturada com eliminação do parafuso de fixação, os pilares foram imersos em álcool isopropílico por 10 minutos e levados à cuba ultrassônica, para que todos os resíduos e impurezas presentes nos pilares fossem removidos. Posteriormente o álcool foi removido e os pilares foram imersos em água por mais 10 minutos. Após, aguardou-se 3 horas para que os pilares secassem e então foram posicionados para análise em Microscópio Eletrônico de Varredura (TM300, Hitachi). Para a análise foram feitas imagens com aumentos padronizados de 50, 60, 80, 100, 150, 250, 500 e 1.000X, para posterior avaliação e interpretação.

Figura 15 – A) Corte do parafuso de fixação do pilar. B) Pilares preparados para análise fractográfica.

3.2 Ensaio de Ciclagem Termomecânica

Para a realização deste ensaio foram utilizados 24 implantes cone morse Ankylos Plus (Dentsply Friadent, São Paulo, Brasil) com dimensões de 4,5 X 11 mm, 16 pilares Cercon Balance Anterior em zircônia (Dentsply Friadent) sendo 8 com 5,5mm de diâmetro, 6,5mm de altura e 3,0 de cinta transmucosa e 8 com 7,0mm de diâmetro, 7,5mm de altura e 3,0mm de cinta trasnmucosa e 8 pilares Cercon Balance Anterior em titânio (Dentsply Friadent) 5,5mm de diâmetro, 6,5mm de altura e 3,0 de cinta transmucosa. Os implantes e pilares foram divididos em 3 grupos da mesma maneira descrita anteriormente.

Previamente à realização dos ensaios, um conjunto implante/pilar protético foi escolhido aleatoriamente para análise inicial por microscopia eletrônica de varredura, totalizando 3 conjuntos. Essa análise inicial foi realizada utilizando Microscópio Eletrônico de Varredura (EVO 50H Electron Microscope, Zeiss, Oberkochen, Alemanha). com aumentos padronizados de 25X e 40X para a avaliação do relacionamento implante/pilar. Após a análise em microscópio, os implantes foram embutidos em anéis de PVC em poliuretano com auxílio de uma matriz metálica para que ficassem em ângulo de 30° durante o ensaio (norma ISO 14801) (Figura 16).

Figura 16 – A) Matriz e anel de PVC para embutimento do implante, B) Implante posicionado para embutimento em 30°

Após o embutimento dos implantes nos anéis de PVC, oito pilares em zircônia foram personalizados através do desgaste de suas paredes proximais e altura da mesma maneira como foi descrito para o teste de resistência à compressão. Em seguida, os respectivos pilares de cada grupo, foram torqueados sobre os implantes. Para isso, os conjuntos implante/pilar foram posicionados em uma matriz metálica com inclinação de 150°, a fim de corrigir a angulação do conjunto implante/pilar para que o torque pudesse ser aplicado no conjunto implante/pilar estando seu longo eixo reto, sem inclinação. Para aferição do torque foi utilizado um torquímetro digital TQ 680 (Instrutherm Instrumentos de Medição Ltda., São Paulo, Brasil). Os pilares foram instalados com o torque recomendado pelo fabricante (15 Ncm). Após a aplicação do torque foi aguardado um período de 5 minutos para a realização do destorque e posterior retorque e torque de confirmação para que o cálculo da perda de torque em porcentagem antes e após a ciclagem mecânica pudesse ser realizado. Para calcular a porcentagem de perda de torque inicial e após ciclagem foi utilizada a seguinte fórmula (Park et al., 2010):

- Inicial: $100 \times (\text{torque inicial} - \text{destorque inicial} \div \text{torque inicial})$.
- Após ciclagem: $100 \times (\text{torque de confirmação} - \text{destorque após ciclagem} \div \text{torque de confirmação})$.

3.2.1 Confecção das coroas

Previamente ao ensaio de ciclagem mecânica foram confeccionadas coroas simulando um canino superior. Desta forma a carga foi aplicada sobre a coroa, e não sobre os pilares. Assim, foi obtida maior aproximação da situação real que acontece na cavidade bucal.

Para isto, todos os pilares foram digitalizados e escaneados para a confecção de *copings* (CAD/CAM) em zircônia através do sistema LAVA (3M ESPE do Brasil, São Paulo), ao final todos apresentaram as mesmas dimensões, a fim de se obter uma padronização das estruturas confeccionadas, inclusive no espaço disponível para cimentação (Figura 17 e 18).

Figura 17 – Digitalização e escaneamento do pilar cerâmico para confecção de *coping* em zircônia através do sistema LAVA(CAD/CAM).

Figura 18 – Copings em zircônia.

Após a confecção dos *copings*, sobre este foi realizado um enceramento progressivo com uma cera para escultura em esferas (Shuler, Ulm, Alemanha) no formato de um canino, este enceramento foi utilizado para confecção de uma matriz bipartida em silicone (Zetalabor, Badia Polesine, Rovigo, Itália) utilizada posteriormente na confecção do recobrimento estético a fim de obter uma padronização na obtenção das coroas.

Posteriormente a confecção da matriz bipartida, todos os *copings* receberam a aplicação do agente de união da zircônia com a cerâmica (Zirliner, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein), com um pincel. Em seguida, com o auxílio da matriz bipartida de silicone obtida previamente, foi realizado o enceramento das coroas no formato de um dente canino com cera orgânica para escultura (Rainbow, Porto Ferreira, São Paulo, Brasil) própria para cerâmica prensada (Figura 19).

Figura 19 – Enceramento das coroas.

Para a prensagem das coroas, estas foram posicionadas em uma base conformadora de cadinho com *sprues* de 5 mm de diâmetro com inclinação entre 10 a 15°. Os *sprues* foram confeccionados com a mesma cera orgânica (Rainbow) utilizada para a escultura das coroas. Dois conjuntos coroa-*sprue* foram posicionados em um anel de silicone (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) específico para cerâmica prensada (Figura 20). Posteriormente, foi realizada a inclusão dos enceramentos em revestimento (*Galaxy Universal Investment*, Talladium, Inc., Valencia, CA, EUA), o qual foi manipulado de acordo com as especificações do fabricante e vazado no anel de inclusão. Após um período de 45 minutos, o conjunto foi removido do anel e levado para forno convencional (Forno EDG 3000, EDG Equipamentos, São Carlos, SP, Brasil) para a eliminação da cera. Assim que o anel atingiu a temperatura de 800° recomendada para a queima, o mesmo foi removido do forno. Uma pastilha de cerâmica IPS E.max Zirpress Ingots HT A2 (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) foi posicionada no orifício do anel juntamente com o êmbolo de prensagem. Todo este conjunto foi levado ao forno de

prensagem (Alumini Sinter Press, EDG Equipamentos, São Carlos, SP, Brasil), iniciando-se o ciclo de prensagem da cerâmica.

Figura 20 – Posicionamento das coroas na base conformadora de cadinho

Finalizado o processo de prensagem da cerâmica, o conjunto foi retirado do forno e aguardou-se o seu resfriamento em temperatura ambiente, evitando-se desta forma, a formação de trincas na cerâmica. Após aguardar um período de 6 horas, a desinclusão da peça foi realizada utilizando jateamento com partículas de vidro de 50 μ m (Renfert, Hilzingen, Alemanha) bem como acabamento e polimento das coroas cerâmicas com pontas diamantadas e pontas específicas (EVE Ernst Vetter GmbH, Pforzheim, Alemanha). Após, as coroas foram novamente colocadas no refratário do forno de cerâmica para serem submetidas ao processo de glazeamento. Foi aplicado com um pincel o glaze pasta IPS E.max ceram (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein) e a coroa foi submetida à queima do glaze, garantindo assim a finalização do processo de confecção das coroas (Figura 21). Foram confeccionadas 24 coroas cerâmicas para o presente estudo.

Figura 21 – Coroas cerâmicas prensada

As coroas foram cimentadas sobre os pilares utilizando cimento provisório Rely X Temp NE (3M ESPE AG, Seefeld - Alemanha) e mantidas em posição com auxílio de um delineador, sob pressão constante com carga de 5 N por 10 minutos (Figura 22). Após a presa do cimento, os excessos foram removidos.

Figura 22 – Cimentação da coroa com cimento Rely X Temp NE

3.2.2 Adaptação Marginal

Após a cimentação das coroas, previamente ao ensaio de ciclagem termomecânica, os conjuntos (implante/pilar/coróa) foram escaneados em um micro-tomógrafo (Skyscan 1176, Bruker, Bélgica) (Figura 23), para análise da adaptação marginal, utilizando os seguintes parâmetros: 90 Kv, 278 mA 18 μ m de resolução, 360° de rotação e step de 1. O filtro utilizado durante o escaneamento foi 0.1mm Cu. Posteriormente ao escaneamento foi feita a

reconstrução das imagens no software NRecon (SkyScan) com os seguintes ajustes da imagem: Smoothing = 4; Ring Artifact Correction = 20; Beam hardening Correction (%) = 38. Após, as imagens foram transferidas para o Data Viewer (Skyscan) (Figura 24) e foram reproduzidas nos cortes sagital e coronal permitindo que análise de possíveis falhas e avaliação adaptação marginal pudessem ser realizadas no CTAn (Skyscan) utilizando a ferramenta de medida linear disponibilizada no software. Para a avaliação da adaptação marginal nos dois planos sagital e coronal (Figura 25) foram selecionados 5 (sendo um corte central (C), um corte 1mm abaixo do central (C-1), um corte 2mm abaixo do central (C-2), um corte 1mm acima do central (C+1) e um corte 2mm acima do central(C+2). Sendo que em cada situação 3 medidas em cada face (Vestibular, Palatina, Mesial e Distal) foram realizadas, resultando em 15 medidas em cada face por corpo de prova e 60 medidas por dente.

Figura 23 – Scanner Micro-CT

Figura 24 – Avaliação qualitativa da adaptação marginal antes da ciclagem termomecânica das coroas nos cortes: sagital, coronal e transversal (DataViwer).

Figura 25 – Avaliação quantitativa da adaptação marginal das coroas nos cortes: coronal e sagital (CTAn).

3.2.3 Ensaio de ciclagem termomecânica

Após o escaneamento no microtomógrafo, os conjuntos implante/pilar/coróa foram instalados no interior do recipiente de teste da máquina de ensaios de ciclagem termomecânica. Para a realização da ciclagem termomecânica, foi utilizada a máquina de fadiga mecânica por mastigação (BIOPDI – Equipamentos para pesquisa de materiais médicos e odontológicos, São Carlos, SP, Brasil). Os corpos de prova foram posicionados na máquina de ensaios e foi aplicada carga de 100N (PAPHANGKORAKIT E OSBORN, 1997) sobre a região do cingulo da coróa com inclinação de 30° em relação ao longo eixo do implante (YUZUGULLEI E AVCI, 2008; SAILER et al., 2009) com frequência de 2,0Hz. Durante o ensaio, os corpos de prova foram mantidos em água destilada e termociclados com variação de temperatura entre 5°-55°C (Figura 6 e 27).

Figura 26 – Ensaio de ciclagem termomecânica

Figura 27 - Ensaio de ciclagem termomecânica

Após a realização de 1.000.000 de ciclos, os conjuntos implante/pilar/coroa foram removidos e novamente escaneados para avaliação da adaptação da mesma maneira descrita anteriormente.

3.3 Ensaio de resistência à remoção por tração de coroas cimentadas

Após ciclagem termomecânica, as coroas foram submetidas a teste de tração para avaliar a resistência à remoção por tração de coroas cimentadas. Para realização do ensaio de tração, foi confeccionado um dispositivo metálico a partir do molde da coroa que permitiu que o ensaio de tração fosse realizado no longo eixo do implante (Figura 28). O ensaio foi

realizado à velocidade de 1 mm/min em máquina universal de ensaios (EMIC MEM 2000, São José dos Pinhais, Paraná, Brasil). O implante foi preso à base da máquina com morsa de pressão e o dispositivo metálico foi preso à célula de carga (capacidade: 10Kgf por outra morsa de pressão (Figura 29).

Figura 28 - Dispositivo utilizado para o teste de tração das coroas

Figura 29 - Teste de resistência à remoção por tração de coroas cimentadas.

Após a remoção das coroas através do ensaio de tração o torque de remoção do pilar foi medido em torquímetro digital da maneira descrita anteriormente. Os conjuntos implante/pilar/corona foram analisados novamente por microscopia eletrônica de varredura. Essas análises subsequentes foram realizadas com aumentos padronizados de 25 e 40X para a

avaliação das possíveis alterações no conjunto implante/pilar, ocorridas após ciclagem. O conjunto implante/pilar de cada grupo foi embutido em resina acrílica e seccionado longitudinalmente, como descrito anteriormente, totalizando 3 conjuntos pilar/implante. Estes conjuntos foram analisados por microscopia eletrônica de varredura e nestas análises verificou-se a adaptação das interfaces implante/pilar e a aparência geral das interfaces. Além destes conjuntos, também foram seccionados e analisados 1 conjunto novo (implante/pilar zircônia personalizado e não personalizado e implante/pilar titânio) sem ciclagem termomecânica para que pudessem ser realizadas as comparações necessárias entre as interfaces dos implantes ciclados/não ciclados.

Após a obtenção dos resultados, estes foram tabulados e analisados estatisticamente com auxílio do software SPSS (SPSS 15.0, SPSS Inc., EUA). Para análise dos resultados de resistência à fratura e resistência de cimentação foi realizada ANOVA e teste complementar de Tukey. Os resultados de adaptação marginal e perda de torque foram analisados através do modelo linear de efeitos mistos (Schall, 1997).

Resultados

4. RESULTADOS

4.1 Resistência à fratura

Os dados (média e desvio padrão) para a resistência à fratura são apresentados na tabela 1 (Figura 30).

Tabela 1 - Valores de força máxima de deformação (Kgf) dos pilares.

Grupos	Média	Desvio padrão	Mínimo	Máximo
Zr	58,58	11,66	46,33	70,82
Zrp	78,32	8,72	69,16	87,48
Ti	67,22	7,70	59,14	75,30

Figura 30 - Resistência à fratura (Kgf)

A análise estatística (tabelas 2 e 3) comparando a resistência à fratura para os pilares de zircônia e a força máxima de deformação para os pilares de titânio mostrou haver diferença estatística entre os grupos, sendo que os grupos de pilares de zircônia apresentaram fratura ($G_{Zr} = 58,51\text{Kgf}$ e $G_{Zrp} = 78,32\text{Kgf}$), enquanto que o grupo de pilares de titânio apresentou deformação plástica ($G_{Ti} = 67,22\text{Kgf}$), sendo que G_{Zrp} apresentou resistência a fratura significativamente maior que G_{Zr} ($p=0,009$).

Tabela 2 – ANOVA - Comparação da resistência a fratura (kgf)

Comparações	Soma dos quadrados	Gl	Quadrados Médios	F	p-valor
Entre grupos	1175,828	2	587,914	6,493	0,009
Dentro dos grupos	1358,134	15	90,542		
Total	2533,961	17			

Tabela 3 – Resultado de teste complementar de Tukey

Grupos	N	1	2
Zr	6	58,5800	-
Ti	6	67,2250	67,2250
Zrp	6	-	78,3267

Após o ensaio, através da microscopia eletrônica de varredura (MEV), foi possível avaliar o local de fratura dos pilares de zircônia que não puderam ser observados a olho nu, assim como a deformação plástica ocorrida nos pilares de titânio (Figura 31). Nas imagens observou que a fratura de ambos os pilares de zircônia ocorreu abaixo da plataforma do implante sendo irradiada da área de contato do pilar com o implante para a superfície interna do pilar não houve fratura do parafuso de fixação do pilar e nem deformação do implante em ambos os grupos de zircônia, nesses casos a zircônia do pilar parece proteger o implante e o parafuso de fixação, pois ela falha antes que os outros componentes sejam comprometidos. Para o grupo de titânio deformação plástica permanente ocorreu para todos os componentes: parafuso de fixação do pilar, pilar e implante, observando a deformação do conjunto para um dos lados e no outro lado a presença de um espaço entre o pilar e o implante.

Figura 31 – Microscopia Eletrônica de Varredura, corte longitudinal. A1- pilar titânio antes do ensaio; A2- pilar titânio com deformação; B1- pilar zircônia antes do ensaio; B2- pilar zircônia com fratura; C1- pilar zircônia personalizado antes do ensaio; C2- pilar zircônia personalizado com fratura.

Na análise fractográfica dos pilares foi possível observar diferenças entre os grupos. Em ambos os grupos (Zr e Zrp) o que observou foi completa ruptura do material durante o ensaio de fratura, havendo separação dos fragmentos (clivagem). Diferenças no local e no comportamento da fratura foram observadas entre os grupos.

Quanto à localização da fratura o grupo Zr apresentou 5 corpos de prova com fratura no corpo do pilar, abaixo da plataforma do implante (Figura 32 A,B,C,D) e 1 corpo de prova com fratura na porção coronária do pilar (Figura 32 E, F).

Figura 32 – Imagens fractográficas Grupo Zr.

Ainda quanto à localização da fratura o grupo Zrp apresentou fratura no corpo do pilar, abaixo da plataforma do implante em todos os corpos de prova (Figura 33 A, B, C, D, E e F).

Figura 33 – Imagens fractográficas Grupo Zr_p.

Quanto ao comportamento da fratura na Figura 34 observa-se uma fratura frágil, nota-se alteração na dissipação da fratura, o que dá origem aos degraus na superfície, caracterizando uma superfície irregular. Devido a este comportamento da fratura tem-se que a interpretação destas imagens é algo difícil devido não se ter claramente a delimitação do ponto de origem assim como das *arrest lines* e *wacke hackle*. Apenas há indícios desses componentes nas imagens como pode ser observado na figura 30.

Figura 34 – Imagem fractográfica Grupo Zr. Análise superior da superfície do colo do pilar

Já nas Figuras 35 e 36 observamos uma fratura mais uniforme encontrada apenas para um corpo de prova do Grupo Zr e para todos os corpos de prova do Grupo Zrp. Nesta imagem consegue-se delimitar corretamente: ponto de origem da fratura; *hackles* (linhas sobre a superfície fraturada que percorrem em direção ao local da fratura); *wacke hackle* (linhas indicativas de propagação da fratura, muitas vezes em direções diferentes); *arrest lines* (linhas definidas produzidas quando se tem a interrupção da fratura em um ponto e sua retomada muitas vezes em uma direção um pouco diferente) e direção de propagação da fratura (DPF).

Figura 35 – Imagem fractográfica Grupo Zr. Análise superior da superfície do colo do pilar

Figura 36 – Imagem fractográfica Grupo Zrp. Análise superior da superfície do colo do pilar

A Figura 37 representa uma característica típica do ponto de origem da fratura de uma zircônia onde podemos localizar a origem da fratura; a zona espelhada (estágio inicial da propagação das fissuras, as fissuras são planas e lisas com formato circular) e a zona de linhas radiais que se interceptam próximo do ponto de iniciação da fratura.

Figura 37 – Imagem fractográfica do ponto de origem da fratura.

4.2 Ciclagem termomecânica

Foram realizados 1.000.000 ciclos mecânicos e 8.400 ciclos térmicos. Durante a realização da ciclagem termomecânica houve fratura da cerâmica de algumas coroas (Grupo titânio coroa 5 com 500.000 ciclos e 2 com 1.000.000 ciclos; Grupo zircônia sem preparo coroa 1 com 800.000 ciclos). O que fez com estes corpos de prova fossem excluídos da aferição da perda de torque, avaliação da adaptação marginal e resistência de cimentação após o ensaio.

4.2.1 Adaptação Marginal

Os dados (média e desvio padrão) para avaliação da adaptação marginal são apresentados na tabela 4 e Figura 38.

Tabela 4 - Valores de adaptação marginal (μm) com

Grupos	Tempo	Média	Desvio padrão	Mínimo	Máximo
Zr	Inicial				
	Após	33,43	8,78	27,57	40,69
	ciclagem	37,06	14,95	28,69	45,44
Zrp	Inicial				
	Após	33,32	6,93	27,29	39,56
	ciclagem	28,96	7,63	21,13	36,79
Ti	Inicial				
	Após	46,18	9,25	39,09	53,26
	ciclagem	48,34	7,11	39,29	57,38

Figura 38- Adaptação marginal das coroas (μm)

Foram realizadas comparações da adaptação marginal antes e após ciclagem termomecânica, assim como entre os grupos (tabela 5 e 6).

Tabela 5 – Modelo linear de efeitos mistos - Comparação da adaptação marginal (μm) antes e após ciclagem mecânica.

Grupos	Comparação	Diferença entre as médias	p-valor	Intervalo de confiança	
				Limite inferior	Limite superior
Zr	Inicial x	-2,932	0,288	-8,56	2,697
	Após ciclagem				
ZRp	Inicial x	4,466	0,092	-0,799	9,731
	Após ciclagem				
Ti	Inicial x	-2,158	0,465	-8,238	3,922
	Após ciclagem				

Tabela 6 – Modelo linear de efeitos mistos - Comparação da adaptação marginal (μm) entre os grupos.

Tempo	Comparação entre os grupos	Diferença entre as médias	p-valor	Intervalo de confiança	
				Limite inferior	Limite superior
Inicial	Ti x Zr	12,049	0,052	-0,081	24,178
	Ti x ZRp	12,753	0,051	0,979	24,527
	Zr x ZRp	0,705	1,000	-10,578	11,988
Após ciclagem	Ti x Zr	11,275	0,212	-4,210	26,760
	Ti x ZRp	19,378	0,010	4,346	34,409
	Zr x ZRp	8,102	0,465	-6,302	22,507

A análise estatística revelou haver diferenças entre os grupos, sendo que o grupo com os pilares de titânio apresentou diferenças significantes com relação ao grupo de zircônia personalizado após ciclagem ($p=0,01$). Porém quando analisada a interferência da ciclagem na adaptação marginal das coroas a análise estatística revelou não haver diferenças significantes antes e após a ciclagem termomecânica em todos os grupos.

4.2.2 Perda de Torque

Os dados (média e desvio padrão) para perda de torque no parafuso do pilar são apresentados na tabela 7 e figura 39.

Tabela 7 - Valores da perda de torque (%) dos pilares.

Grupos	Tempo	Média	Desvio padrão	Mínimo	Máximo
Zr	Inicial	22,29	9,01	15,202	29,382
	Após ciclagem	29,01	12,33	19,851	38,181
Zrp	Inicial	34,99	9,53	28,361	41,625
	Após ciclagem	31,82	12,85	23,251	40,397
Ti	Inicial	32,57	7,88	24,913	40,229
	Após ciclagem	35,41	8,10	25,512	45,311

Figura 39- Perda de torque nos pilares (%)

Foram realizadas comparações da perda de torque nos pilares antes e após ciclagem termomecânica e comparação desta perda de torque entre os pilares (tabela 8 e 9). A análise estatística revelou não haver diferenças significantes dentro dos grupos, porém revelou haver diferenças significantes antes da ciclagem entre os grupo GZr e GZrp ($p=0,04$).

Tabela 8 – Modelo linear de efeitos mistos - Comparação da perda de torque (%) antes e após ciclagem mecânica.

Grupos	Comparação	Diferença entre as médias	p-valor	Intervalo de confiança	
				Limite inferior	Limite superior
Zr	Inicial x Final	-6,724	0,265	-19,002	5,555
Zrp	Inicial x Final	3,169	0,569	-8,316	14,655
Ti	Inicial x Final	-2,841	0,658	-16,103	10,422

Tabela 9 – Modelo linear de efeitos mistos - Comparação da perda de torque (%) entre os grupos.

Tempo	Comparação entre os grupos	Diferença entre as médias	p-valor	Intervalo de confiança	
				Limite inferior	Limite superior
Inicial	Ti x Zr	10,279	0,160	-2,830	23,389
	Ti x Zrp	-2,422	1,000	-15,148	10,304
	Zr x Zrp	-12,701	0,04	-24,897	0,506
Final	Ti x Zr	6,396	0,997	-10,550	23,342
	Ti x Zrp	3,588	1,000	-12,863	20,038
	Zr x Zrp	-3,588	1,000	-18,573	12,956

Analizando as imagens da microscopia eletrônica de varredura após a ciclagem termomecânica (Figura 40), observou-se que há maior irregularidade no relacionamento do parafuso do pilar com o implante, havendo certo desgaste da superfície do parafuso no grupo de titânio e maior aproximação das estruturas no caso dos grupos de pilares de zircônia. Porém não foi observada nenhuma irregularidade no relacionamento implante/pilar.

Figura 40 – Microscopia Eletrônica de Varredura, corte longitudinal. A1- pilar titânio antes da ciclagem; A2- pilar titânio após ciclagem; B1- pilar zircônia antes da ciclagem; B2- pilar zircônia após ciclagem; C1- pilar zircônia personalizado antes da ciclagem; C2- pilar zircônia personalizado após ciclagem

4.2.3 Resistência à remoção por tração de coroas cimentadas.

Os dados (média e desvio padrão) para a resistência à cimentação das coroas são apresentados na tabela 10 e figura 41.

Tabela 10 - Valores da resistência à remoção por tração (Kgf) das coroas cimentadas.

Grupos	Média	Desvio padrão	Mínimo	Máximo
Zr	2,62	1,05	1,64	3,59
Zrp	2,99	1,83	1,46	4,52
Ti	2,59	2,01	0,47	4,73

Figura 41- Resistência à cimentação (kgf)

A análise estatística (tabela 11) comparando a resistência à cimentação das coroas revelou não haver diferença estatística entre os grupos.

Tabela 11 - ANOVA - Comparação da resistência à cimentação (Kgf)

Comparações	Soma dos quadrados	Gl	Quadrados Médios	F	p-valor
Entre grupos	0,738	2	0,369	0,131	0,878
Dentro dos grupos	50,593	18	2,811		
Total	51,332	20			

Discussão

5. DISCUSSÃO

A necessidade de uma reabilitação oral que contemplasse o fator estético, fez com que pilares cerâmicos fossem introduzidos na odontologia a fim de proporcionarem a obtenção da estética semelhante à do dente natural (YILDIRIM et al., 2003; BOTTINO et al., 2004; BOUDRIAS et al., 2001), por permitirem a transmissão de luz através dos tecidos periimplantares (BOUDRIAS et al., 2001; VIGOLO et al., 2006) e por serem especialmente adequados para áreas com tecido gengival fino (GARINE et al., 2007). Porém, pouco se conhece do comportamento biomecânico desses pilares, principalmente quando da associação com implantes cone morse. Na literatura encontram-se estudos que relatam a deficiência desses pilares em fornecer perfil de emergência adequado e a necessidade da modificação desses pilares por subtração ou adição de material. (ADATIA et al. 2009). Sendo que estudos têm sugerido que a personalização por desgaste ou outros tratamentos mecânicos de superfície podem afetar a estrutura da zircônia, introduzindo estresses residuais que podem influenciar as propriedades mecânicas destes pilares (SUNDH et al., 2005).

Segundo o estudo de Att el al, 2012, quando se compara a resistência à fratura de pilares de titânio com pilares de zircônia que sofreram desgaste ou não, o teste não demonstrou haver diferenças estatísticas entre os grupos. Os autores concluíram que esses pilares podem ser utilizados clinicamente devido ao fato de estarem aptos a resistirem às forças oclusais presentes na região anterior que podem atingir até 200N. Também Adatia et al. (2009) observaram que o desgaste de 1mm da margem sob irrigação não afetou a resistência à fratura e que a região mais fraca parece ser a interface pilar/análogo. Já no estudo de Foong et al (2013) foi observado que os pilares de titânio apresentaram maior resistência à fratura que os pilares de zircônia, sendo que o modo de falha dos pilares de zircônia é específico do material e do desenho

apresentado, uma vez que a fratura ocorreu antes do parafuso de fixação do pilar. Dessa forma, tem-se que os resultados dos estudos com pilares de zircônia ainda são raros e controversos.

No presente estudo observou-se que a deformação plástica média dos pilares de titânio ocorreu em 67,22Kgf ($\pm 7,70$) e a fratura dos pilares de zircônia sem desgaste e com desgaste ocorreu respectivamente, em uma média de 58,51Kgf ($\pm 11,66$) e 78,32Kgf ($\pm 8,72$). Considerando que a incidência de cargas mastigatórias fisiológicas em regiões anteriores na média seja de 13,2 a 23,1Kgf (OKESON, 1998), fica então comprovado que estes pilares apresentam propriedades mecânicas satisfatórias, porém a magnitude de cargas mastigatória em pacientes portadores de hábitos parafuncionais (média de 81,22Kgf) têm demonstrado em estudo (NISHIGAWA et al., 2001) serem maiores que as forças suportadas por estes pilares, o que coloca em risco a utilização dos pilares alisados no presente estudo uma vez que estarão sujeitos a falhas catastróficas durante função.

A hipótese nula deste estudo foi aceita uma vez que a personalização dos pilares de zircônia não prejudicou em seu comportamento mecânico. Os pilares de zircônia personalizados mostraram valores maiores que os pilares de titânio, que serviram de grupo controle, e ainda apresentaram diferença significativa ($p=,009$) quando comparados com os pilares de zircônia que não sofreram qualquer tipo de desgaste, o que pode ser atribuído ao fato dos pilares de zircônia personalizados apresentarem maior diâmetro do colo cervical que o pilar de zircônia sem desgaste, o que pode ter contribuído para maior resistência à força de fratura promovendo melhor dissipação das forças devido à maior área na região do colo do pilar quando comparado com os outros pilares. Foong et al (2013) ressaltaram que cuidados devem ser tomados com uso dos pilares de zircônia, principalmente quando se utiliza pilares de pequeno

diâmetro. Devido à preocupação com a utilização dos pilares de zircônia com diâmetro reduzido, neste estudo, os pilares personalizados não tiveram sua região cervical desgastada, por acreditar que quanto maior o colo cervical melhor será a distribuição de forças no pilar. Sendo assim, o objetivo deste estudo foi simular casos onde se tenha área com maior diâmetro cervical e altura e/ou área incisal reduzida (casos de extrusão, mesialização e distalização dentária).

A análise por microscopia eletrônica de varredura mostrou que a fratura ocorreu no pilar na região próxima a plataforma do implante e aparentemente não houve alteração da plataforma do implante e do parafuso de fixação, já para o pilar de titânio houve deformação do pilar, implante e parafuso de fixação. O mesmo ocorreu em trabalho de Foong et al (2013), no qual autores ressaltaram que a fratura aconteceu na apical do pilar e que não houve deformação do parafuso e do implante. A fim de evitar a ocorrência dessa complicação é necessário o acompanhamento dos pacientes reabilitados com implantes no intuito de detectar qualquer alteração do conjunto implante/pilar/coroa, garantindo desta forma um bom comportamento mecânico do conjunto em função. Dessa forma, evitando a ocorrência de uma deformação plástica do conjunto pilar de titânio/ implante, o que inviabilizaria o conjunto todo e a ocorrência de fratura nos pilares de zircônia que neste caso por não apresentarem deformação do implante necessitaria apenas da remoção do pilar com o auxílio de brocas específicas. Sendo que a pior situação seria com a utilização dos pilares de titânio por ter que inviabilizar todo o conjunto, já que quando ocorre a fratura do pilar de zircônia é possível remover apenas o pilar com auxílio de brocas específicas, além das duas situações demandarem tempo e custo. Porém, devemos levar em consideração que neste estudo foi simulada uma situação crítica (extrapolada) diferente da qual o conjunto implante/pilar estaria sujeito na cavidade oral, através do ensaio estático a carga

máxima atingida é muito maior da que encontramos durante a mastigação humana na região anterior, o que torna baixa a incidência de deformação e fratura dos pilares e implantes em função.

Quando analisadas as imagens fractográficas da superfície dos pilares de zircônia, observaram-se diferenças entre o comportamento da fratura entre os grupos. No grupo Zrp em todos os corpos de prova obteve-se um tipo de fratura por clivagem com um aspecto de superfície cristalina no local da fratura (origem) e um aspecto de superfície fibroso na região da propagação da trinca, sendo possível a identificação dos eventos característicos de uma superfície fraturada tais como: ponto de origem, área espelhada, *hackles* (linhas sobre a superfície fraturada que percorrem em direção ao local da fratura); *wacke hackle* (linhas indicativas de propagação da fratura, muitas vezes em direções diferentes); *arrest lines* (linhas definidas produzidas quando se tem a interrupção da fratura em um ponto e suas retomadas muitas vezes em direção um pouco diferente) e direção de propagação da fratura (DPF) como citado em diversos estudos (SCHERRER et al., 2007; QUINN et al., 2005; TASKONAK et al., 2008; LOHBAUER et al., 2010). Porém, no grupo Zr observou-se diferentes comportamentos de fratura no mesmo grupo. Apenas um corpo de prova apresentou fratura semelhante ao grupo Zrp, outros 3 corpos de prova apresentaram fratura mais irregular com a presença de inúmeros degraus e ainda um outro corpo de prova apresentou a fratura na superfície cervical do pilar e não no colo como os outros. Esta diferença do comportamento da fratura dificultou a análise descritiva dos corpos de prova do grupo Zr, pois devido à superfície encontrada a identificação de eventos característicos na superfície fraturada de uma cerâmica ficaram prejudicada. A diferença entre os comportamentos da fratura nos diferentes grupos pode ser justificada pelo fato dos pilares de zircônia personalizados apresentarem um colo cervical maior o que durante o

ensaio de fratura pode ter favorecido para a ocorrência de uma fratura mais uniforme e característica, sendo que no grupo Zr por apresentar dimensões menores no colo cervical do pilar se mostrou mais frágil frente a fratura o que pode ser percebido tanto no teste mecânico de resistência à fratura, quando analisado os resultados numéricos, quanto na análise fractográfica da superfície. Sendo assim, temos que a personalização dos pilares não afetou as características mecânicas deste, pois apresentaram resultados melhores quando comparados com os pilares sem personalização, mesmo o preparo interferindo na disposição e orientação das fibras da zircônia este não foi suficiente para prejudicar o funcionamento destas peças.

A ciclagem termomecânica para simulação do ato mastigatório é uma aproximação das condições normalmente encontradas no meio bucal (Itinocche *et al.*, 2004). No presente estudo coroas que simulavam dentes caninos foram utilizadas. Os valores de tensão (100N) gerados pelo carregamento cêntrico sobre estas coroas são compatíveis às forças fisiológicas de mordida e mastigação para a região anterior e estão de acordo com o estudo de Andreiotelli *et al.*, 2009, que utilizaram 98N de tensão para a região anterior. Porém, no estudo de Andreiotelli *et al.*, 2009 o ensaio foi realizado sobre o pilar e não sobre a coroa como no presente estudo. O fato deste estudo ter utilizado coroas para obter uma aproximação do que ocorre clinicamente pode ter influenciado nos resultados, pois a carga não incidiu diretamente sobre o pilar como na maioria dos estudos. Durante a ciclagem termomecânica, duas coroas fraturaram e os corpos de prova tiveram que ser eliminados do estudo, sendo que a falha ocorreu na união da cerâmica ao *coping* de zircônia, comprovando que este ainda é um ponto crítico para o uso dos *copings* de zircônia. O carregamento cêntrico das coroas com pontas metálicas foi uma das dificuldades encontradas neste estudo pelo fato da cerâmica sofrer falha antes do término do ensaio, o que pode ser justificado pelo fato da

cerâmica ser um material friável e estar sujeita ao surgimento de trincas (BELSER et al., 2004; MUHLEMANN et al., 2013). Ainda há poucos relatos referentes ao carregamento termomecânico de coroas cerâmicas sobre pilares cerâmicos, sendo assim sugere-se que novos estudos devem ser realizados.

Para a adaptação marginal das coroas implanto retidas, tem-se que estas devem exibir adaptação passiva aos pilares (HECKER e ECKERT, 2003). Pois, se houver desadaptação significativa, a absorção das forças aplicadas sobre a prótese será desigual, podendo levar ao afrouxamento do parafuso e/ou fratura dos componentes envolvidos (KAN et al., 1999).

Com o intuito de alcançar adaptação mais precisa das coroas aos seus respectivos pilares e maior padronização, sistemas CAD/CAM têm sido cada vez mais utilizados na odontologia. A utilização desses sistemas, por diminuir as etapas laboratoriais e o tempo de trabalho, visa a otimização do processo. Neste estudo *copings* de zircônia foram confeccionados por este método e a avaliação 3D e 2D da adaptação marginal das coroas foi feita com o auxílio de um micro- tomógrafo computadorizado.

Considerando que o processo de obtenção dos *copings* cerâmicos através do processo CAD/CAM envolve várias etapas: digitalização da peça, software e a usinagem da peça, tem-se que cada etapa individualmente pode influenciar no assentamento final da coroa (BORNEMANN et al., 2002; BORBA et al., 2013). No presente estudo, o escaneamento, processamento da imagem pelo software foi feito apenas uma única vez para os grupos Zr e Ti, por se tratar de pilar padronizado, a partir de cada escaneamento foi feita a repetição para a obtenção dos demais *copings* a fim de completar cada grupo. Já para o grupo de Zrp cada *coping* foi confeccionado individualmente, por terem sido preparados. O fato dos processamentos terem sido feitos em momentos distintos pode ter contribuído para a diferença dos valores

numéricos entre o grupo Ti e os demais grupos. Outro fator que pode ter influenciado durante o processamento e obtenção dos *copings* é o tipo do material (titânio ou zircônia) do pilar, devido ao fato do titânio apresentar maior radiopacidade que a zircônia pode ter influenciado durante o escaneamento dos pilares e consequentemente delimitação da margem dos *copings* no software. Também se pode sugerir que o fator humano pode ter influenciado nos resultados do estudo, devido o equipamento necessitar de um técnico para ser operado, falhas humanas podem ser inseridas no processo durante a confecção da estrutura, falhas estas relacionadas a delimitação das margens do preparo ou então durante o processo de acabamento da peça, sendo estas fases críticas. Por isso, na tentativa de minimizar estas ocorrências sugere-se que o técnico deverá ser bem treinado e capacitado com senso crítico e minucioso para que no final o resultado seja ainda mais satisfatório.

A leitura da discrepância marginal após o escaneamento das amostras por micro tomógrafo por auxílio de um software (CTAn) também pode ter interferido nos resultados uma vez que a diferença da densidade e radiopacidade dos materiais zircônia e titânio podem ter influenciado na leitura da imagem (SEO et al., 2009), sendo que a zircônia do pilar e a cerâmica da coroa apresentam características de imagem semelhantes e o titânio um pouco diferente. Também devem ser levadas em consideração as características do cimento que neste estudo teve características bem semelhante à zircônia e à cerâmica, no que diz respeito a sua radiopacidade. Sendo assim, a leitura das imagens dos grupos de Zr e Zrp apresentaram maiores dificuldades quando comparada com o grupo de Ti, o que pode justificar a diferença nos resultados encontrados. Também deve-se levar em consideração a limitação do micro-tomógrafo com relação a baixa quilovoltagem a qual determinou em imagens com ruídos,

perdendo a definição da imagem, o que dificultou a leitura dessas durante a avaliação da adaptação marginal.

Após a análise dos resultados da adaptação marginal não foram observadas diferenças estatísticas quando foram comparados os efeitos da ciclagem dentro dos grupos, sendo que a média dos valores de discrepâncias marginais obtidos (Antes: Zr=34,13; Zrp=33,43 e Ti=46,18 Após: Zr=37,06; Zrp=28,96 e Ti=48,34) estão dentro dos limites aceitáveis, que segundo alguns autores são até 120µm (REICH et al., 2005; REICH et al., 2010). Porém, houve diferenças estatísticas entre o grupo de zircônia personalizado (após ciclagem $p=0,010$) com o grupo de titânio após a ciclagem termomecânica. Esta diferença pode ser atribuída ao embricamento mecânico ocorrido entre as estruturas durante a ciclagem termomecânica. A diferença dos materiais no grupo Ti (zircônia nas coroas e titânio nos pilares) pode ter influenciado nos resultados. A zircônia por apresentar maior dureza pode ter alterado a superfície dos pilares de titânio, gerando um maior *gap* entre a coroa e o pilar, resultando em maiores valores de desadaptação marginal quando comparado aos grupos de zircônia. Já no grupo de zircônia personalizado o que pode ter ocorrido é um favorecimento do embricamento mecânico dos materiais semelhantes nas coroas e nos pilares aproximando as estruturas e diminuindo o *gap* existente, sendo mais evidente no grupo Zrp por apresentar uma área de superfície de contato maior quando comparado ao grupo Zr que não apresentou diferenças estatísticas com os demais grupos.

Com relação à resistência a remoção por tração das coroas cimentadas, atualmente cimentos provisórios tem sido muito utilizados devido à reversibilidade da peça protética caso algum problema ocorra após a instalação, já que um cimento definitivo pode dificultar a remoção e causar danos à peça protética e ao pilar. Porém, o cimento provisório apresenta como desvantagem a possibilidade da peça protética soltar

e ter que ser novamente cimentada (PREISKEL E TSOLKA, 2004), o que não foi observado neste estudo, pois nenhuma coroa necessitou ser recimentada. No presente estudo um cimento temporário (Rely X Temp NE) foi utilizado e a resistência remoção por tração das coroas cimentadas sobre os pilares foi avaliada comparando os pilares após a ciclagem termomecânica. A média dos valores encontrados (Zr=26N; Zrp=29N e Ti=26N) para resistência à cimentação está de acordo com a literatura que relata valores de retenção para cimentos provisórios entre 16 e 106N (MICHALAKIS et al., 2000; AKÇA et al., 2002; BERNAL et al., 2003; WOLFART et al., 2006; LEE et al., 2000; OLIN et al., 1990). Sendo que para o grupo Zrp foi observado valores um pouco maiores quando comparado com os demais grupos Zr e Ti que apresentaram valores de média semelhantes, o que pode estar relacionado com a geometria do pilar (desenho, diâmetro, largura e altura) (NAGASAWA et al., 2014; BERNAL et al., 2003), devido os pilares do grupo Zrp apresentarem maior colo cervical, ou seja, maior área de contato entre a coroa e o pilar nesta região e também pelo fato deste pilares terem sido personalizados isto pode ter criado uma asperização na superfície deixando-a mais rugosa o que pode ter contribuído para a maior resistência à cimentação (BERNAL et al., 2003). Porém, mesmo com as diferenças numéricas, a análise estatística revelou não haver diferenças entre os grupos o que evidencia a não influência do material (titânio e zircônia) e nem da personalização dos pilares de zircônia, viabilizando desta forma a utilização de qualquer um dos pilares em associação com um cimento provisório.

Tratando-se de problemas mecânicos, o afrouxamento do parafuso de união entre o implante e o pilar protético é um problema relatado frequentemente na literatura (CHO et al., 2004; MANGANO e BARTOLUCCI, 2001). Segundo Coelho et al. (2007), o afrouxamento destes parafusos ou a sua fratura estão relacionados com a desadaptação implante/pilar, e a presença de *gap* entre o implante e o pilar pode causar

distribuições de tensões desfavoráveis aos componentes da conexão, ao implante e ao osso. Com base nessa complicação mecânica alguns autores sugerem que nos implantes cone morse o afrouxamento dos parafusos dos pilares constitui problema menor do que nos sistemas convencionais. Para se afrouxar uma conexão cone morse, deve-se aplicar um torque de afrouxamento, ou uma força de tração (BOZKAYA e MUFTU, 2005). Em alguns estudos, quando comparado o torque de desaperto nos pilares em diferentes tipos de conexões, as conexões do tipo cone morse apresentaram menor perda de torque na remoção do pilar protético (DING, 2003; WEISS et al., 2000).

Kitagawa et al., 2005 avaliando a influência da interface implante/pilar no afrouxamento do parafuso por elemento finito em dois tipos de conexões: hexágono externo e cone morse, concluíram que a conexão em hexágono externo apresentou movimentos de rotação superiores à conexão cone morse. Segundo Coppedê et al. (2009), após avaliação dos efeitos de ciclos consecutivos de aperto/desaperto de pilares com conexões cônicas internas no seu torque de desaperto, concluíram que os torques de desaperto mostraram tendência de redução com o aumento do número de ciclos de aperto/desaperto. Jorge et al (2013) relataram perda de torque significativa após ciclagem mecânica sendo esta perda de torque maior nas conexões hexagonais do que nas conexões cônicas.

No presente estudo a aplicação do torque foi feita em dois estágios: torque inicial e, após, o torque de confirmação, devido ao fato da ocorrência do efeito de acomodação do parafuso no implante poucos minutos após a aplicação do torque inicial. A ocorrência deste efeito se dá em consequência do contato entre as roscas do parafuso e a superfície interna do implante, quando o torque é aplicado imediatamente se tem o relaxamento dessas estruturas causando diminuição do torque. Tal fato explica o porquê do torque ser reaplicado 10 minutos após o primeiro torque na tentativa de minimizar

esse efeito. De acordo com o estudo de Breeding et al (1993) uma perda de torque inicial entre 2 e 10% é considerada normal. No presente estudo, a perda de torque inicial para todos os grupos ficou acima desses valores, sendo que quando da comparação dos pilares entre os grupos antes e após a ciclagem termomecânica, os pilares do grupo Zrp apresentarem diferenças estatisticamente significantes quando comparado com os pilares do grupo Zr, podendo esta diferença ser atribuída ao preparo dos pilares que em um primeiro momento pode ter aquecido o parafuso e causado um maior destorque inicial sendo que após a ciclagem apresentou comportamento semelhante aos demais grupos. Quando comparado os grupos com relação ao material, não houve diferenças entre os pilares de zircônia e os pilares de titânio, o que viabiliza o uso dos pilares de zircônia, por apresentarem comportamento semelhante aos pilares de titânio quando em funcionamento mecânico. O que concorda com os resultados encontrado no estudo de Alikashi et al. (2013) no qual não foram encontradas diferenças significantes na perda de torque quando comparados pilares de titânio e zircônia. Porém, quando analisados os valores numéricos encontrados neste estudo nota-se que o grupo Ti foi o que apresentou maiores valores de perda de torque o que pode estar relacionado ao fato de ter sido o grupo que também apresentou maiores valores de discrepâncias marginais, a qual pode ter introduzido tensões no parafuso do pilar levando a maior afrouxamento (KAN et al., 1999). Ainda neste estudo, quando comparada a perda de torque antes e após a ciclagem termomecânica dentro dos grupos não houve diferenças estatísticas, o que observou foi que após a ciclagem termomecânica houve diminuição numérica nos valores de destorque no GZrp e aumento numérico nos valores de destorque no GZr e GTi porém nada significativo, mas que talvez possa ser justificado pelo diâmetro do colo cervical do pilar, como o Grupo Zrp apresenta maior colo cervical, existe maior área de contato e conseqüentemente melhor distribuição das forças neste pilar o que

favorece o menor afrouxamento do parafuso. Fato não observado nos grupos Ti e Zr que apresentam o mesmo diâmetro de colo cervical e consequentemente o mesmo comportamento após a ciclagem com relação ao afrouxamento do parafuso. Porém, os dados encontrados neste estudo estão de acordo com o que se encontra na literatura no que se refere a um afrouxamento no parafuso do pilar após ciclagem mecânica (RICOMINI FILHO et al., 2010; PARK et al., 2010).

Durante a ciclagem mecânica o tipo do material do pilar parece não ter influenciado no relacionamento implante/pilar/parafuso protético uma vez que a análise das imagens da microscopia eletrônica de varredura após o ensaio mostrou não haver grandes alterações neste relacionamento. Segundo autores (MUHLEMANN et al., 2013; TRUNINGER et al, 2012; FONG et al., 2013) a zircônia por se tratar de um material friável apresenta fratura antes que o titânio apresente deformação plástica permanente. No estudo de MUHLEMANN et al., 2013 foi observada a ocorrência da fratura do pilar de zircônia antes da deformação do parafuso de fixação em titânio, e deformação plástica no pilar e parafuso de fixação em titânio, sendo que obtiveram valores maiores de resistência à deformação/fratura para os conjuntos de titânio. No presente estudo a ciclagem termomecânica não foi capaz de provocar a fratura dos pilares de zircônia e nem a deformação do titânio (implante/pilar/parafuso de fixação), pois não foram observadas falhas nos componentes envolvidos. Sendo assim, com os resultados do presente estudo sugere-se que o pilar de zircônia apresenta bom comportamento mecânico, uma vez que não foram encontrados resultados negativos após o carregamento cêntrico.

Os resultados obtidos neste estudo sugerem que os pilares de zircônia podem ser utilizados clinicamente mesmo quando necessita de desgaste, pois ambos os pilares, com e sem preparo, tiveram comportamento semelhante ao pilar de titânio, que vêm

sendo utilizados rotineiramente e já foram largamente pesquisados. Sendo assim, o uso de pilares de zircônia estaria indicado principalmente para solução de problemas na área estética, evitando o manchamento, permitindo a transmissão de luz através dos tecidos periimplantares, principalmente em regiões de tecido gengival fino, sendo mais uma opção para reabilitações orais.

6. CONCLUSÃO

Baseado na metodologia empregada e considerando as limitações deste estudo, conclui-se que:

1. Os pilares de zircônia apresentaram fratura enquanto os pilares de titânio apresentaram deformação. Os pilares de zircônia personalizados apresentaram maior resistência à fratura quando comparados aos pilares de zircônia sem desgaste, sendo que o comportamento da fratura durante análise fractográfica também diferiu;
2. A ciclagem termomecânica não influenciou na adaptação marginal das coroas. Já quando comparados os grupos, as coroas do grupo de titânio apresentaram maiores valores de desadaptação marginal quando comparadas com as coroas do grupo de zircônia personalizado após a ciclagem termomecânica havendo diferenças estatísticas entre eles.
3. A ciclagem termomecânica não influenciou na perda de torque do parafuso do pilar em nenhum dos grupos estudados, porém antes da ciclagem houve diferenças estatísticas nos valores de perda de torque entre os pilares de titânio e os pilares de zircônia personalizados.
4. O tipo do pilar testado não influenciou na resistência à remoção por tração de coroas cimentadas.

Referências

- Adatia ND, Bayne SC, Cooper LF, Thompson JY. Fracture resistance of yttria-stabilized zirconia dental implant abutments. **J Prosthodont** 2009 Jan;18(1):17-22.
- Alikhasi M, Monzavi A, Bassir SR, Naini RB, Khosronedjad N, Keshavarz S. A comparison of precision of fit, rotational freedom, and torque loss with copy-milled zirconia and prefabricated titanium abutments. **Int J Oral Maxillofac Implants** 2013;28:996-1002.
- Alkan I, Sertgoz A, Ekici B. Influence of occlusal forces on stress distribution in preload dental implant screws. **J Prosthet Dent** 2004; 91(4): 319-325.
- Alqahtani F, Flinton R. Postfatigue fracture resistance of modified prefabricated zirconia implant abutments. **J Prosthet Dent** 2014; 112(2):299-305.
- Ardlin BI. Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure. **Dent Mater** 2002; 18: 590-595.
- Arvidson, K. et al. Five-years prospective follow-up report of the Astra Tech dental implant system in the treatment of edentulous mandible. **Clin Oral Impl Res**, 1998;v 9(4): p. 225-234.
- Att W, Yajima ND, Wolkewitz M, Witkowski S, Strub JR. Influence of preparation and wall thickness on the resistance to fracture of zirconia implant abutments. **Clinical Implant Dentistry and Related Research**, 2012; v 14(1): p.196-203.
- Attia A, Kern M. Influence of cyclic loading and luting agents on the fracture load of two all-ceramic crown systems. **J Prosthet Dent** 2004; 92:551-556.
- Baixe S, Fauxpoint G, Arntz Y, Etienne O. Microgap between zirconia abutments and titanium implants. **Int J Oral Maxillofac Implants** 2010; 25:455-460.
- Belser, U.C., Schmid, B., Higginbottom, F. & Buser, D. Outcome analysis of implant restorations located in the anterior maxilla: a review of the recent literature. **Int J Oral Maxillofac Implants** 2004; 19: 30-42.
- Beuer F, Naumann M, Gernet W, Sorensen JA. Precision of fit: zirconia three-unit fixed dental prostheses. **Clin Oral Investig** 2009; 13(3):343-9.
- Borba M, Miranda WGJr, Cesar PF, Griggs JÁ, Bona AD. Evaluation of the adaptation of zirconia-based fixed partial dentures using micro-CT technology. **Braz Oral Res** 2013; 27(5): 396-402.
- Bornemann G, Lemelson S, Luthard R. Innovative method for the analysis of the internal 3D Fitting accuracy of Cerec-3 crowns. **Int J Comput Dent** 2002; 5:177-182.
- Bottino MA, Faria R, Dinato JC. Pilares cerâmicos em implantodontia: o estado da arte. In: Miyashita E.; Fonseca AS. **Odontologia Estética – O Estado da Arte**. São Paulo: Artes Medicas 2004; v.1:cap.24.
- Boudrias P, Shoghikian E, Morin E, Hutnik P. Esthetic option for the implantsupported single-tooth restoration – treatment sequence with a ceramic abutment. **J Can Dent Assoc** 2001;67(9):508-14.

Bozkaya, D.; Müftü, S. Mechanics of the taper integrated screwed-in (TIS) abutments used in dental implants. **J. Biomech.**, January, 2005; v. 38(1): p. 87-97.

Bozkaya, D.; Müftü, S. Mechanics of the tapered interference fit dental implants. **J. Biomech.**, November, 2003; v. 36(11): p. 1649-58.

Breeding LC, Dixon DL, Nelson EW, Tietge JD. Torque required to loosen single-tooth implant abutment screws before and after simulated function. **Int J Prosthodont** 1993;6:435-439.

Cehreli MC, Kökat AM, Akça K. CAD/CAM Zirconia vs. slip-cast glass-infiltrated Alumina/Zirconia all-ceramic crowns: 2-year results of a randomized controlled clinical trial. **J Appl Oral Sci** 2009;17:49-55.

Christel P, Meunier A, Heller M, Torre JP, Peille CN. Mechanical properties and short-term *in-vivo* evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. **J Biomed Mater Res** 1989;23:45-61.

Coelho AI, Suzuki M, Dibart S, Da Silva N, Coelho PG. Cross-sectional analysis of the implant-abutment interface. **J Oral Rehabil** 2007; 34:508-516.

Coppedê AR, Mattos MGC, Rodrigues RCS, Ribeiro RF. Effect of repeated torque/mechanical loading cycles on two different abutment types with internal tapered connections: an in vitro study. **Clin Oral Impl Res** 2009; 20:624-632.

Cho, S. C.; Small, P. N.; Elian, N.; Tarnow, D. Screw loosening for standard and wide diameter implants in partially edentulous cases: 3- to 7- year longitudinal data. **Implant Dent.** 2004; 13(3):245-50.

Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. **Dent Mater** 2008; 24: 299-307.

Deville S, Chevalier J, Fantozzi G, Bartolome JF, Requena J, Moya JS, Torrecillas R, Díaz LA. Low-temperature ageing of zirconia-toughened alumina ceramics and its implication in biomedical implants. **J Eur Ceram Soc** 2003; 23: 2975-2982.

Ding TA, Woody RD, Higginbottom FL, Miller BH. Evaluation of the ITI Morse-Taper implant/abutment design with an internal modification. **Int J Oral Maxillofac Implants** 2003;18(5-6):865-872.

Ekfeldt A, Carlsson GE, Borjesson G. Clinical evaluation of single-tooth restorations supported by osseointegrated implants: A retrospective study. **Int. J Oral Maxillofac Implants.** 1994; 9:179-183.

Elias, C. N.; Figueira, D. C. Torque para soltar parafusos de prótese sobre implante. **Rev. Bras. Odontol.** 2003; 60(5):343-45.

Foong JKW, Judge RB, Palamara JE, Swain MV. Fracture resistance of titanium and zirconia abutments: an in vitro study. **J Prosthet Dent** 2013;109:304-312.

Garine WN et al. Measurement of the rotational misfit and implant-abutment gap of all ceramic abutments. **Int J Oral Maxillofac Implants** 2007;22:928-38.

- Guazzato M, Albakry M, Quach L, et al: Influence of surface and heat treatments on the flexural strenght of a glass-infiltrated alumina/zirconia-reinforced dental ceramics. **Dent Mater** 2005; 21:454-463.
- Haack JE, Sakaguchi RL, Sun T, Coffey JP. Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. **Int J Oral Maxillofac Implants** 1995; 10: 529-536.
- Haas R, Mensdorff-Pouilly N, Mailath G, Watzek G. Branemark single tooth implants: a preliminary report of 76 implants. **J Prosthet Dent** 1995; 73(3):274-9.
- Hecker DM, Eckert SE. Cyclic loading of implat-supportes prostheses: changes in component fit over time. **J Prosthet Dent** 2003; 89: 346-351.
- Henry PJ, Laney WR, Jemt T, Harris D, Krogh PH, Polizzi G, Zarb GA, Herrmann I. Osseointegrated implants for single-tooth replacement: a prospective 5-year multicenter study. **Int J Oral Maxillofac Implants** 1996; 11(4):450-5.
- Imperial, TR. Carga Imediata Unitária Sobre Implantes em Área Estética (dissertação). Rio de Janeiro: CIODONTO, 2008.
- ISO 14801, **Dentistry - Implants** – Dynamic fatigue test for endosseous dental implants, 2007.
- Itinoche MK, Oyafuso DK, Miyashita E, Araújo MAJ, Bottino MA. Avaliação da influência da ciclagem mecânica na resistência à flexão de cerâmicas. **Cienc Odontol Bras** 2004; 7(2): 47-54.
- Itinoche MK. Estudo da influência da ciclagem mecânica na resistência à flexão de cerâmicas. Tese de Doutorado. Universidade Estadual Paulista (UNESP). São José dos Campos, 2002.
- Jorge JR, Barao VA, Deben JA, Assunção 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** 2013;28:415-422.
- Jorneus L, Jemt T, Carlsson L. Loads and designs of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. **In J Oral Maxillofac Implants** 1992; 7:353-9.
- Kan JY, Rungcharassaeng K, Bohsali K, Goodacre CJ, Lang BR. Clinical methods for evaluating implant framework fit. **J Prosthet Dent** 1999; 81(1):7-13.
- Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD: Ceramics in dentistry: historical roots and current prospectives. **J Prosthet Dent** 1996;75:18-32.
- Khraisat, A.; Stegaroiu, R.; Nomura, S.; Miyakawa, O. Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. **J. Prosthet. Dent.**, 2002; v. 88(6): p. 604-10.
- Kim JH, Kim JW, Myoung SW, Pines M, Zhang Y. Damage maps for layered ceramics under simulated mastication. **J Dent Res.** 2008;87(7):671-5.
- Kim JW, Covell NS, Guess PC, Rekow ED, Zhang Y. Concerns of hydrothermal degradation in CAD/CAM zirconia. **J Dent Res** 2010;89(1):91-5.

Kitagawa T, Tanimoto Y, Odaki M, Nemoto K, Aida M. Influence of impant/abutment joint designs on abutment screw loosening in a dental implant system. **J Biomed Mater Res B Appl Biomater** 2005; 75:457-463.

Kohal RJ, Wolkewitz M, Tsakona A. The effects of cyclic loading and preparation on the fracture strength of zirconium-dioxide implants: an in vitro investigation. **Clin Oral Impl. Res.** 2011;22:808-814.

Kokubo Y, Ohkubo C, Tsumita M, Miyashita A, Vult von Steyern P, Fukushima S. Clinical marginal and internal gaps of Procera AllCeram crowns. **J Oral Rehabil** 2005; 32(7):526-30.

Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. **Dent Mater** 1999;15:426-433.

Leutert, C.R.; Satawarczyk, D.I.; Truninger, T.C.; Hammerle, C.H.F; Sailer, I. Bending moments and types of failure of zirconia and titanium abutments with internal implant-abutment connections: a laboratory study. **Int J Oral Maxillofac Implants** 2012;27:505-512.

Lohbauer U, Amberger G, Quinn GD, Scherrer SS. Fractographic analysis of a dental zirconia framework: a case study on design issues. **J Mech Behav Biomed Mater** 2010; 3(8):623-629.

Maeda Y, Miura J, Taki I, Sogo M. Biomechanical analysis on platform switching: is there any biomechanical rationale? **Clin Oral Impl. Res.** 2007;30:1-4.

Mangano, C.; Bartolucci, E. G. Single tooth replacement by Morse taper connection: a retrospective study of 80 implants. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants.** 2001; 16(5):675-80.

Mcglumphy EA, Mendel DA, Holloway JA. Implant screw mechanics. **Dent Clin North Am** 1198; 42:71-89.

McLean JW, von Fraunhofer JA. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. **Br Dent J** 1971; 131:107-11.

Morneburg TR, Proschel PA, Nat R. Measurement of masticatory forces and implant loads: a methodologic clinical study. **Int J Prosthodont** 2002; 15:20-27.

Mühlemann S, Truninger TC, Stawarczyk B, Hammerle CH, Sailer I. Bendind moments of zirconia and titanium implant abutments supporting all-ceramic crowns after aging. **Clin Oral Impl Res** 2014; 25(1):74-81.

Nishigawa K, Bando E, Nakano M. Quantitative study of bite force during sleep associated bruxism. **J Oral Rehabil** 2001;28:485-491.

Norton MR. An in vitro evaluation of the strength of the conical implant-to-abutment joint in two commercially available implant systems. **J Prosthet Dent** 2000a; 83:567-71.

Norton, M. Assessment of cold welding properties of the internal conical interface of two commercially available implant systems. **J. Prosthet. Dent** February, 1999; v. 81(2):p. 159-66.

- Nothdurft FP, Merker S, Pospiech PR. Fracture behavior of implant-implant and implant-tooth-supported all-ceramic fixed dental prostheses utilising zirconium dioxide implant abutments. **Clin Oral Investig** 2011 Feb;15(1):89-97.
- Okeson JP. Management of temporomandibular disorders and occlusion. St Louis: Mosby-year book; 1998.
- Ortorp A, Kihl ML, Carlsson GE. A 3-year retrospective and clinical follow-up study of zirconia single crowns performed in a private practice. **J Dent** 2009;37:731-6.
- Passos SP, Linke B, Larjava H, French D. Performance of zircônia abutments for implant-supported single-tooth crowns in esthetic areas: a retrospective study up to 12-year follow-up. **Clin Oral Impl Res.**2014;27:1-8.
- Paphangkorakit J, Osborn JW. The effect of pressure on a maximum incisal bite force in man. **Arch Oral Biol.** 1997 Jan;42(1):11-7.
- Pak Hs, Han JS, Lee JB, et al: Influence of porcelain veneering on the marginal fit of Digident and Lava CAD/CAM zirconia ceramic crowns. **J Adv Prosthodont** 2010; 2:33-38.
- Park Jae-Kyoung, Choi Jin-Uk, Jeon Young-Chan, Choi Kyung-Soo, Jeong Chang-Mo. Effects of abutment screw coating on implant preload. **J. Prosthodont.** 2010; 19:458-464.
- Park JI, Lee Y, Lee JH, Kim YL, Bae JM, Cho HW. Comparison of fracture resistance and fit accuracy of customized zirconia abutments with prefabricated zirconia abutments in internal hexagonal implants. **Clin Implant Dent Relat Res** 2013; 15(5):769-778.
- Pelekanos S, Koumanou M, Koutayas SO, Zinelis S, Eliades G. Micro-CT evaluation of the marginal fit of different In-Ceram alumina copings. **Eur J Esthet Dent** 2009; 4:278-92.
- Perriard, J.; Wiskott, W. A.; Mellal, A.; Scherrer, S. S.; Botsis, J.; Belser, U. C. Fatigue resistance of ITI implant-abutment connectors-a comparison of the standard cone with a novel internally keyed design. **Clin. Oral Implants Res.**, 2002; 13(5): 542-549.
- Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. **Biomaterials** 1999;20:1–25.
- Pinto MM, Cesar PF, Rosa V, Yoshimura HN. Influence of pH on slow crack growth of dental porcelains. **Dent Mater** 2008; 24: 814-823.
- Quintas AF, Oliveira F, Bottino MA. Vertical marginal discrepancy of ceramic copings with different ceramic materials, finish lines, and luting agents: an in vitro evaluation. **J Prosthetic Dent.**, 2004; 92(3): 250-257.
- Quinn JB, Quinn GD, Kelly JR, Scherrer SS. Fractographic analyses of three ceramic whole crown restoration failures. **Dent Mater** 2005; 21:920-929.
- Reich S, Wichmann M, Nkenke E, et al: Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems. **Eur J Oral Sci** 2005; 113:174-179.

Reich S, Uhlen S, Gozdowski S, et al: Measurement of cement thickness under lithium disilicate crowns using impression material technique. **Clin Oral Investig** 2010; 15:521-526.

Rekow D, Thompson VP. Engineering long term clinical success of advanced ceramic prostheses. **J Mater Sci Mater Med** 2007;18:47–56.

Ricomini Filho AP, Fernandes FSF, Straioto FG, da Silva WJ, Del Bel Cury AA. Preload loss and bacterial penetration on diferente implant-abutment connection systems. **Braz Dent J** 2010; 21(2):123-129.

Romanos GE, Nentwig GH. Single molar replacement with a progressive thread design implant system: a retrospective clinical report **Int J Oral Maxillofac Implants** 2000;15:831–836.

Rosentritt M, Hagemann A, Hahnel S, Behr M, Preis V. In vitro performance of zirconia and titanium implant/abutment systems for anterior application. **J Dent.** 2014;42(8):1019-26.

Rubo JH, Souza EA. Computational methods applied to bioengineering: solution of load problems in implant prosthesis. **Rev Fac Odontol Bauru** 2001;9:97-103.

Sailer I, Philipp A, Zembic A, Pjetursson BE, Hämmerle CH, Zwahlen M. A systematic review of the performance of ceramic and metal implant abutments supporting fixed implant reconstructions. **Clin Oral Implants Res** 2009;20 Suppl 4:4-31.

Sakaguchi RL, Borgersen SE. Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screws. **Int J Oral Maxillofac Implants** 1995; 10:295-302.

Schall R. Estimation in generalized linear models with random effects. **Biometrika** 1991;78:719-727.

Scherrer SS, Quinn JB, Quinn GD, Wiskott HW. Fractographic ceramic failure analyses using the replica technique. **Dent Mater** 23, 11:1397-1404.

Schiroli G. Single-tooth implant restorations in the esthetic zone with PureForm ceramic crowns: 3 case reports. **Oral Implantol** 2004;30(6):358-63.

Seetoh YL, Tan KB, Chua EK, Quek HC, Nicholls JI. Load fatigue performance of conical implant-abutment connections. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 2011;26:797-806.

Seo D, Yi Y, Roh B. The effect of preparation designs on the marginal and internal gaps in Cerec3 partial ceramic crowns. **J Dent** 2009;37:374-82.

Studart AR, Filser F, Kocher P, Gauckler LJ. In vitro lifetime of dental ceramics under cyclic loading in water. **Biomaterials** 2007; 28: 2695-2705.

Sundh A, Molin M, Sjögren G. Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. **Dent Mater** 2005 May;21(5):476-82.

Sundh A, Sjögren G. A study of the bending resistance of implant-supported reinforced alumina and machined zirconia abutments and copies. **Dent Mater** 2008 May;24(5):611-7.

- Taskonak B, Yan J, Mecholsky Jr JJ, Sertgoz A, Koçak A. Fractographic analyses of zirconia-based fixed partial dentures. **Dent Mater** 2008; 24:1077-1082.
- Tripodakis AP, Strub JR, Kappert HF, Witkowski S. Strength and mode of failure of single implant all-ceramic abutment restorations under static load. **Int J Prosthodont** 1995;8(3):265-72.
- Truninger TC, Stawarczyk B, Leutert CR, Sailer TR, Hammerle CH, Sailer I. Bending moments of zirconia and titanium abutments with internal and external implant-abutment connections after aging and chewing simulation. **Clin Oral Implants Res** 2012; 23(1): 12-18.
- Vigolo P, Fonzi F, Majzoub Z, Cordioli G. An in vitro evaluation of titanium, zirconia, and alumina procera abutments with hexagonal connection. **Int J Oral Maxillofac Implants** 2006;21:575–80.
- Weigl, P. New prosthetic restorative features of The Ankylos implant system. **J. Oral Implantol.**, New York, 2004; v.30(3): p.178-88.
- Weiss EI, Kozak D, Gross M. Effect of repeated closures and opening torque values in seven abutment-implant systems. **J Prosthet Dent** 2000; 84:194-199.
- Wiskott HW, Belser UC. Lack of integration of smooth titanium surfaces: a working hypothesis based on strains generated in the surrounding bone. **Clin Oral Implants Res.** 1999;10:429-444.
- Yeo Is, Yang JH, Lee JB. In vitro marginal fit of three all-ceramic crowns systems. **J Prosthet Dent** 2003; 90:459-64.
- Yildirim M, Fischer H, Marx R, Edelhoff D. In vivo fracture resistance of implant-supported all-ceramic restorations. **J Prosthet Dent** 2003; 90(4):325-31.
- Yilmaz H, Aydin C, Gul BE: Flexural strength and fracture toughness of dental core ceramics. **J Prosthet Dent** 2007;98:120-128.
- Yousef H, Luke A, Ricci J, Weiner S. Analysis of change in implant screws subject to occlusal loading: A preliminary analyses. **Implant Dent** 2005; 14: 378-382.
- Yüzügüllü B, Avcı M. The implant-abutment interface of alumina and zirconia abutments. **Clin Implant Dent Relat Res** 2008 May;10(2):113-21.

ANEXO A – Dados originais da resistência à deformação (Kgf).

	Zr	Zrp	Ti
CP1	44,99	66,96	63,2
CP2	63,13	76,41	64,18
CP3	61,67	80,79	55,14
CP 4	43,18	74,75	74,95
CP 5	68,77	77,6	73,22
CP 6	69,74	93,45	72,66
Média	58,58	78,33	67,22

ANEXO B – Dados originais para adaptação marginal (μm) nas coroas GZr.

Antes	CP1	CP2	CP3	CP4	CP5	CP6	CP7	CP8	Média Final
	20,814	38,414	22,49	34,768	18,14	20,408	32,454	23,172	26,333
	52,674	68,888	37,312	59,374	40,506	44,734	97,954	36,432	54,734
	20,814	29,38	20,89	22,72	23,274	26,82	29,392	24,828	24,765
	29,414	28,432	25,66	27,266	23,4	26,82	39,566	32,292	29,106
Após	CP1	CP2	CP3	CP4	CP5	CP6	CP7	CP8	Média Final
	Fraturou	24,008	20,248	21,284	18,83	21,138	59,724	23,04	26,136
	Fraturou	77,524	41,098	22,774	32,38	58,436	61,134	35,712	47,717
	Fraturou	29,452	28,606	34,97	18,83	19,106	19,098	20,79	23,958
	Fraturou	44,164	34,562	42,218	34,51	38,872	132,182	23,18	47,388

ANEXO C– Dados originais para adaptação marginal (μm) nas coroas GZrp.

	CP1	CP2	CP3	CP4	CP5	CP6	CP7	CP8	Média Final
Antes	39,022	23,424	24,65	19,924	21,576	49,98	28,148	23,424	28,769
	33,164	37,2	38,012	52,83	61,312	70,286	45,396	38,012	47,027
	26,79	21,134	20,218	18,4	22,354	31,872	26,654	21,134	23,570
	64,672	24,054	46,36	21,448	43,452	27,246	26,176	21,448	34,357
Após	CP1	CP2	CP3	CP4	CP5	CP6	CP7	CP8	Média Final
	47,094	18,602	22,888	17,82	18,05	81,282	24,564	19,67	31,246
	45,536	27,4	26,686	37,628	29,758	50,54	29,624	30,658	34,729
	26,836	22,046	19,318	17,824	22,464	19,798	22,044	19,67	21,250
	36,886	24,512	26,458	23,702	30,376	19,798	24,242	43,086	28,633

ANEXO D – Dados originais para adaptação marginal (μm) nas coroas GTi.

	CP1	CP2	CP3	CP4	CP5	CP6	CP7	CP8	Média Final
Antes	40,714	95,534	52,544	35,114	34,852	61,504	35,672	30,92	48,357
	37,224	61,288	57,274	31,64	68,23	85,544	100,03	50,312	61,443
	20,806	25,21	31,778	50,966	32,024	40,284	34,926	33,522	33,690
	36,034	45,288	60,828	97,928	43,154	28,498	58,604	35,044	50,672
Após	CP1	CP2	CP3	CP4	CP5	CP6	CP7	CP8	Média Final
	75,88	95,534	46,46	Fraturou	51,762	43,37	Fraturou	50,784	55,102
	42,52	61,288	49,266	Fraturou	85,474	51,318	Fraturou	47,024	52,209
	40,43	25,21	31,498	Fraturou	25,112	37,816	Fraturou	38,014	35,123
	39,524	45,288	27,998	Fraturou	36,16	84,084	Fraturou	28,392	56,930

ANEXO E – Dados originais da resistência de cimentação (Kgf).

	Zr	Zrp	Ti
CP1	Fraturou	2,05	2,16
CP2	2,23	0,9	2,82
CP3	1,94	2,38	1,3
CP4	4,23	1,15	Fraturou
CP5	3,32	3,67	1,89
CP6	1,46	3,83	0,9
CP7	1,69	6,63	Fraturou
CP8	3,49	3,34	6,48
Média	2,62	2,99	2,59

ANEXO F – Dados originais do torque (N.cm) nos parafusos dos pilares de zircônia.

	Torque	Destorque inicial	Retorque	Torque de confirmação	Destorque após
CP1	15,1	-10,4	15,2	15	Fraturou
CP2	15,1	-13,1	15,1	15	-13,5
CP3	15,2	-12,6	15,1	15,5	-9,6
CP4	15	-10,9	15,2	15,4	-11,5
CP5	15	-12,6	15,6	15,5	-9,1
CP6	15,2	-9,2	15,1	15,1	-12,8
CP7	15,1	-12,3	15,1	15,1	-9,6
CP8	15,2	-11,5	15,5	15,5	-9,8

ANEXO G – Dados originais do torque (N.cm) nos parafusos dos pilares de zircônia personalizados.

	Torque	Destorque inicial	Retorque	Torque de confirmação	Destorque após
CP1	15	-9,3	15,3	15	-10,4
CP2	15,6	-13	15	15	-10,1
CP3	15,1	-8,7	15	15,3	-8,5
CP4	15,7	-8,7	15	15	-8,5
CP5	15	-9,3	15	15	-10,7
CP6	15	-10,3	15	15,4	-14,8
CP7	15,6	-9	15	15	-10,4
CP8	15	-11	15,9	15,9	-9,5

ANEXO H – Dados originais do torque (N.cm) nos pilares 4.8 nos parafusos dos pilares de titânio.

	Torque	Destorque inicial	Retorque	Torque de confirmação	Destorque após
CP1	15	-9,8	15,1	15	-10,3
CP2	15	-9,6	15,2	15	-8,7
CP3	15,1	-9,3	15	15,4	-11,8
CP4	15	-11	15,1	15,2	Fraturou
CP5	15,1	-12,4	15,1	15,5	-8,3
CP6	15	-9,2	15,3	15	-9,7
CP7	15,2	-13,5	15,2	15,5	Fraturou
CP8	15,1	-10,6	15,6	15,6	-10,3