



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA  
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"  
Campus de São José dos Campos  
Instituto de Ciência e Tecnologia

**DARIO ADOLFI**

**COMPORTAMENTO BIOMECÂNICO DE DIFERENTES  
CONEXÕES ENTRE RESTAURAÇÕES MONOLÍTICAS DE  
ZIRCÔNIA E BASES DE TITÂNIO EM PRÓTESES  
IMPLANTO-SUPORTADAS**

2020

**DARIO ADOLFI**

**COMPORTAMENTO BIOMECÂNICO DE DIFERENTES  
CONEXÕES ENTRE RESTAURAÇÕES MONOLÍTICAS DE  
ZIRCÔNIA E BASES DE TITÂNIO EM PRÓTESES IMPLANTO-  
SUPPORTADAS**

Tese de pesquisa apresentada ao Instituto de Ciência e Tecnologia, Universidade Estadual Paulista (Unesp), Campus de São José dos Campos, como parte dos requisitos para obtenção do título de DOUTOR do Programa de Pós-Graduação em ODONTOLOGIA RESTAURADORA.

Área: Prótese Dentária. Linha de pesquisa: Desenvolvimento de biomateriais e novas tecnologias em Odontologia.

Orientador: Prof.Tit. Marco Antonio Bottino

São José dos Campos

2020

Instituto de Ciência e Tecnologia [internet]. Normalização de tese e dissertação [acesso em 2021]. Disponível em <http://www.ict.unesp.br/biblioteca/normalizacao>

Apresentação gráfica e normalização de acordo com as normas estabelecidas pelo Serviço de Normalização de Documentos da Seção Técnica de Referência e Atendimento ao Usuário e Documentação (STRAUD).

Adolfi, Dario

Comportamento biomecânico das diferentes conexões entre restaurações monolíticas de zircônia e bases de titânio em próteses implanto-suportadas / Dario Adolfi. - São José dos Campos : [s.n.], 2020.  
80 f. : il.

Tese (Doutorado em Odontologia Restauradora) - Pós-Graduação em Odontologia Restauradora - Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia, São José dos Campos, 2020.  
Orientador: Marco Antonio Bottino.

1. Conexões protéticas. 2. Sistema CAD/CAM. 3. Restauração de zircônia. 4. Implantes dentários. I. Bottino, Marco Antonio, orient. II. Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia, São José dos Campos. III. Universidade Estadual Paulista 'Júlio de Mesquita Filho' - Unesp. IV. Universidade Estadual Paulista (Unesp). V. Título.

## **BANCA EXAMINADORA**

**Prof. Tit. Marco Antonio Bottino** (Orientador)

Universidade Estadual Paulista (Unesp)

Instituto de Ciência e Tecnologia

Campus de São José dos Campos

**Prof. Assoc. Alexandre Luiz Souto Borges**

Universidade Estadual Paulista (Unesp)

Instituto de Ciência e Tecnologia

Campus de São José dos Campos

**Prof. Assoc. Guilherme de Siqueira Ferreira Anzaloni Saavedra**

Universidade Estadual Paulista (Unesp)

Instituto de Ciência e Tecnologia

Campus de São José dos Campos

**Prof. Dr. Estevam Augusto Bonfante**

Universidade de São Paulo (USP)

Faculdade de Odontologia

Campus de Bauru

**Prof. Dr. Pedro Paulo Feltrin**

Universidade São Leopoldo Mandic

Campus de São Paulo

São José dos Campos, 09 de outubro de 2020

## DEDICATÓRIA

À **minha esposa Valéria**, que tem me acompanhado por toda a minha vida, com seu incentivo, amor e amizade. Ela nunca mediu esforços em me ajudar, para que eu pudesse realizar os meus sonhos, cuidando dos nossos filhos e me dando tranquilidade para seguir buscando o melhor para a minha realização pessoal e profissional. O meu eterno muito obrigado.

## AGRADECIMENTOS

Primeiramente quero agradecer ao meu orientador **Prof. Dr. Marco Antonio Bottino** que não mediu esforços em me incentivar e proporcionar todas as condições para a realização desta importante etapa da minha vida profissional.

Aos **Membros dessa banca examinadora (titulares e suplentes)** deste concurso, que tão prontamente aceitaram o convite.

Ao **Instituto de Ciência e Tecnologia da Universidade Estadual Paulista, Campus de São José dos Campos**, tendo como diretora a **Prof. Dra. Rebeca Di Nicoló**, onde tive todas as oportunidades para a minha qualificação, durante o período do doutorado.

Ao programa de **Pós-graduação em Odontologia Restauradora**, coordenado pelo **Prof. Dr. Alexandre Luiz Souto Borges**. Com o qual, sempre recebi muito incentivo e disposição em me ajudar a seguir com entusiasmo durante as muitas dificuldades que passei.

À empresa **Conexão Sistema de Prótese** em nome do seu **presidente Dr. Rodolfo Candia Alba Jr.** e seus colaboradores **Srs. João Vaiano - diretor comercial/institucional, Cesar Augusto Campaneri – diretor industrial e Jochen Roestel – Gerente geral da engenharia**, pela doação dos materiais, tornando possível a realização desta tese de doutorado.

Ao **Prof. Dr. João Paulo Tribst**, que terei uma dívida eterna e seria necessária uma tese de agradecimentos por tudo que ele se dedicou em me ajudar a realizar este sonho. Obrigado sempre e que você continue sendo esse oceano de generosidade e amizade.

Ao meu **filho Dr. Maurício Adolfi**, pelo apoio, amizade e constante ajuda em todas as etapas laboratoriais deste trabalho.

Ao **Prof. Dr. Guilherme de Siqueira Ferreira Anzaloni Saavedra**, que sempre se mostrou um amigo em todas as vezes que precisei da sua ajuda e que continue com essa dedicação pela profissão, que exerce com tanta paixão.

À **bibliotecária Renata Couto**, pela sua disposição em me ajudar na formatação deste trabalho

A **todos os professores e colegas** pela oportunidade que tive de aprender e conviver nesses anos.

## SUMÁRIO

<b>RESUMO.....</b>	<b>9</b>
<b>ABSTRACT.....</b>	<b>10</b>
<b>1 INTRODUÇÃO .....</b>	<b>11</b>
<b>2 REVISÃO DE LITERATURA .....</b>	<b>14</b>
<b>2.1 Restaurações de zircônia.....</b>	<b>14</b>
<b>2.2 Ensaio mecânicos.....</b>	<b>18</b>
<b>2.3 Componentes protéticos.....</b>	<b>20</b>
<b>3 PROPOSIÇÃO.....</b>	<b>24</b>
<b>3.1 Objetivos do estudo.....</b>	<b>24</b>
<b>4 MATERIAL E MÉTODOS .....</b>	<b>25</b>
<b>4.1 Influência da técnica de confecção de restaurações sobre implante na sobrevivência à fadiga.....</b>	<b>27</b>
<b>4.1.1 Obtenção dos espécimes.....</b>	<b>27</b>
<b>4.1.2 Confecção das restaurações.....</b>	<b>29</b>
<b>4.1.3 Escaneamento.....</b>	<b>33</b>
<b>4.1.4 Fresagem.....</b>	<b>35</b>
<b>4.1.5 Sinterização.....</b>	<b>36</b>
<b>4.1.6 Cimentação da base metálica TiBase standard na restauração de zircônia.....</b>	<b>38</b>
<b>4.1.7 Adaptação da base metálica Precision Link na restauração de zircônia.....</b>	<b>39</b>
<b>4.2 Testes Realizados.....</b>	<b>40</b>
<b>4.2.1 Mensuração da desadaptação vertical.....</b>	<b>40</b>
<b>4.2.2 Capacidade de manutenção do torque.....</b>	<b>41</b>
<b>4.2.3 Teste de sobrevivência à fadiga mecânica.....</b>	<b>42</b>



<b>4.2.4 Teste a compressão.....</b>	<b>43</b>
<b>4.2.5 Microscópio eletrônico de varredura.....</b>	<b>45</b>
<b>4.2.6 Análise pelo método dos elementos finitos.....</b>	<b>45</b>
<b>4.2.6.1 Modelamento.....</b>	<b>45</b>
<b>4.2.6.2 Processamento.....</b>	<b>47</b>
<b>4.2.6.3 Análise estatísticas.....</b>	<b>50</b>
<b>5 RESULTADOS.....</b>	<b>51</b>
<b>5.1 Mensuração da desadaptação vertical.....</b>	<b>51</b>
<b>5.2 Capacidade de manutenção do torque.....</b>	<b>52</b>
<b>5.3 Teste de carga compressiva.....</b>	<b>52</b>
<b>5.4 Análise de elementos finitos.....</b>	<b>60</b>
<b>6 DISCUSSÃO.....</b>	<b>62</b>
<b>7 CONCLUSÃO.....</b>	<b>67</b>
<b>REFERÊNCIAS.....</b>	<b>68</b>

Adolfi D. Comportamento biomecânico de diferentes conexões entre restaurações monolíticas de zircônia e bases de titânio em próteses implanto-suportadas [tese] São José dos Campos (SP): Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia; 2020.

## RESUMO

Este estudo avaliou a eficiência da pré-carga antes e após fadiga, desajuste vertical, carga para fratura e a concentração de tensões em restaurações de zircônia cimentadas ou acopladas a uma base de titânio (TB). Para isto, quarenta implantes foram incluídos em cilindros de polióxido de metileno (POM-Delrin-Dupont) e separados em dois grupos: restauração de zircônia cimentada em um TB ou acoplada em um TB experimental. Os corpos de prova tiveram o torque e o desajuste vertical avaliados antes e após a fadiga cíclica (200 N / 2 Hz /  $2 \times 10^6$  ciclos / 37 °C). A carga até a fratura foi calculada em uma máquina universal de ensaios (1 mm / min, 1000 kgf) e as falhas foram avaliadas por estereomicroscopia e microscopia eletrônica de varredura. Modelos tridimensionais foram criados baseados na geometria dos espécimes laboratoriais e a concentração de tensão calculada pelo método dos elementos finitos. Os dados dos testes *in vitro* foram submetidos à análise de variância dois fatores e teste de Tukey ( $\alpha = 0,5$ ). As restaurações cimentadas apresentaram menor perda de torque (19,79 N.cm), menor desajuste vertical (3,77  $\mu\text{m}$ ), menor concentração de tensão na restauração (88,2 MPa) e maior carga de fratura (451,3 N) do que as restaurações acopladas (15,95 N.cm, 10,51  $\mu\text{m}$ , 99,8 MPa e 390,8 N, respectivamente). Conclusão: A presença de uma camada de cimento entre a restauração e a base de titânio reduziu a suscetibilidade ao afrouxamento do parafuso do pilar, melhorou a resistência à carga compressiva e reduziu a concentração de tensão na restauração.

Palavras-chave: Conexões protéticas. Sistema CAD/CAM. Restauração de zircônia. Implantes dentários.

*Adolfi D. Torque maintenance capacity, vertical misfit, load to failure and stress concentration in zirconia restorations cemented or notched to titanium bases[doctorate thesis]. São José dos Campos (SP): São Paulo State University (Unesp), Institute of Science and Technology; 2020.*

## **ABSTRACT**

*The goal of this study was to evaluate the torque and vertical misfit before and after fatigue, the load to failure and the stress concentration of zirconia restorations cemented or notched to a titanium base (TB). Forty implants were included in Acetal Polyoxymethylene (POM-Delrin-Dupont) cylinders and divided in two groups: zirconia restoration cemented on a TB and zirconia restoration notched on an experimental TB. The specimens had their torque loosening and vertical misfit evaluated before and after cyclic fatigue (200 N / 2 Hz/ 2 x 10<sup>6</sup> cycles /37 °C). Load to failure was calculated in an universal testing machine (1 mm/min, 1000 kgf) and failures were evaluated by optical microscopy and scanning electron microscopy. Three-dimensional models were created based in the in vitro geometries and the stress concentration calculated using the finite element method. Data from the in vitro tests were submitted to two-way analysis of variance and Tukey test ( $\alpha = 0.5$ ). The cemented restorations presented less torque loosening (19.79 N.cm), lower vertical misfit (3.77  $\mu$ m), lower stress concentration in the restoration (88.2 MPa) and higher fracture load (451.3 N) than notched restorations (15.95 N.cm, 10.51  $\mu$ m, 99.8 MPa and 390.8 N, respectively). Conclusion: The presence of a cement layer between restoration and titanium base reduced the susceptibility to abutment screw loosening, improved the resistance to compressive load and reduced the stress concentration in the restoration.*

*Keywords: Abutments. CAD/CAM system. Zirconia restoration. Dental implants.*

# 1 INTRODUÇÃO

A evolução dos sistemas computadorizados para a produção de restaurações dentárias associadas ao desenvolvimento de novas microestruturas para materiais cerâmicos causou uma mudança importante no fluxo de trabalho clínico de dentistas e técnicos, bem como nas opções de tratamento oferecidas aos pacientes (Silva et al., 2017).

O desenvolvimento da odontologia adesiva associada à demanda por restaurações dentárias altamente estéticas melhorou o uso de restaurações de cerâmica e técnicas de fabricação. Isso resultou em melhores propriedades mecânicas, como o aumento da resistência à fratura desses materiais (Fischer et al., 2002; Scherrer et al., 2006). Uma das principais formas de se confeccionar restaurações de cerâmica com materiais contemporâneos é através da utilização da tecnologia CAD/CAM (Desenho assistido por computador / Manufatura assistida por computador), que permite a usinagem de blocos monolíticos e obtenção de peças totalmente cerâmicas com adaptação precisa, de forma rápida, que irão favorecer a mimetização dento-gengival, em detrimento dos processos convencionais de fundição e usinagem das ligas metálicas (Beuer et al., 2010; Borba et al., 2013; Prasad; Al-Kheraif, 2013; Song et al., 2013; Bertolini et al., 2014; Boitelle et al., 2014; de França et al., 2015; Sannino et al., 2015; Ortega et al., 2017).

Apesar disso, confeccionar uma restauração através do sistema CAD/CAM em um dente ou implante requer abordagens diferentes, onde a utilização de restaurações monolíticas CAD/CAM para próteses implanto suportadas ainda são questionáveis, (Kaweewongprasert et al., 2018) especialmente se o clínico pretende fabricar uma restauração parafusada. Embora a literatura seja controversa sobre os benefícios das restaurações parafusadas nos implantes,

(Amorfini et al., 2018; Tallarico et al., 2018), cabe ao clínico a decisão final da melhor opção de tratamento para o paciente.

Além do mais, tem sido demonstrado que o uso de restaurações cerâmicas diretamente sobre a plataforma do implante não é clinicamente viável, pois, a interface titânio/cerâmica é frágil e pode induzir a fratura da estrutura cerâmica ou o desgaste da plataforma do implante (Brodbeck, 2003; Butz et al., 2005; Sailer et al., 2009b; Gomes, Montero 2011; Klotz et al., 2011; Stimmelmayer et al., 2012; Bidra et al., 2013 ; Mizuno et al., 2018). Portanto, é necessário o uso de um componente transmucoso entre a restauração cerâmica e a plataforma do implante (Amorfini et al., 2018). Os blocos cerâmicos CAD / CAM convencionais só podem ser cimentados em pilares convencionais devido a ausência de um orifício de acesso para o parafuso protético. Além disso, o uso de pilares metálicos pode acarretar no escurecimento do tecido peri-implantar devido à translucidez da mucosa, dependendo do biótipo tecidual (Park SE et al., 2007; Ishikawa-Nagai et al., 2007; Kurbad A et al., 2013).

A necessidade de melhores propriedades mecânicas em regiões sujeitas a maiores cargas mastigatórias levou à introdução da zircônia na odontologia (Andriuolo, 2013), e as bases de zircônia para o sistema CAD/CAM , que surgiram para melhorar a estética peri-implantar (Kerstein et al., 2008; Tribst et al., 2018a; Silva et.al., 2018). Esses componentes híbridos garantem que o implante ainda esteja em contato com um material de dureza similar (interface titânio/titânio) e garanta que o maior volume da restauração seja feita em cerâmica (Tribst et al., 2018a; Tribst et al., 2019a). Esse maior volume cerâmico, diminui o escurecimento gengival causado pela presença do metal de um pilar metálico convencional (Watkin et al., 2008). Outrossim, o uso das bases de titânio permite a fabricação de próteses parafusadas com cerâmicas para o sistema CAD/CAM, no entanto, este procedimento necessita de um bloco cerâmico com uma perfuração central, que permita a passagem do parafuso protético para fixação da

restauração ao implante (Tribst et al., 2018a; Silva et.al., 2018; Elshiyab et al., 2018a).

Comumente, a união da restauração fresada com a base de titânio é realizada extraoralmente por meio de um procedimento adesivo com cimento resinoso (Elshiyab et al., 2018a; Elshiyab et al., 2018b). Recentemente, uma outra abordagem alternativa foi introduzida no mercado, possibilitando utilizar a base de titânio acoplada à restauração cerâmica. O sistema acoplado evita procedimentos inadequados na fase de cimentação, por ser uma etapa bastante criteriosa e que pode levar ao insucesso do trabalho restaurador, pois o excesso de cimento preso ao componente protético pode causar a longo prazo problemas peri-implantar (Quaranta et al., 2017; Staubli et al., 2016). A influência dessas duas modalidades na biomecânica das próteses implanto suportadas ainda não foi relatada na literatura. Deste modo, o objetivo deste estudo foi avaliar o torque antes e após a fadiga, o desajuste vertical, a carga para fratura e a concentração de tensões em restaurações de zircônia cimentadas ou acopladas a diferentes bases de titânio. A hipótese nula é de que não haverá diferença entre as duas modalidades de restauração para a biomecânica da restauração.

## 2 REVISÃO DE LITERATURA

### 2.1 Restaurações de Zircônia

O zircônio (Zr) é um metal de número atômico 40, descoberta pelo alemão Martin Heinrich Klaproth. cuja palavra tem origem árabe Zargon (dourado) que por sua vez derivou das palavras persas Zar (ouro) e Gun (cor). Identificado em 1789 o dióxido de zircônio ( $ZrO_2$ ), foi identificado como tal pelo químico alemão Martin Heinrich Klaproth, com densidade de  $6,49 \text{ g/cm}^3$ , ponto de fusão em  $1852 \text{ }^\circ\text{C}$  e ebulição  $3580 \text{ }^\circ\text{C}$ , apresenta estrutura cristalina hexagonal em temperatura ambiente e possui coloração acinzentada (Piconi, Maccauro, 1999). Em 1824 foi isolado pelo químico sueco Jöns Berzelius (Barchetta, 2015). No final dos anos sessenta iniciaram-se os estudos da zircônia como biomaterial quando Helmer e Driskell publicaram o primeiro artigo sobre o assunto (Piconi et al., 1999; Vagkopoulou et al., 2009).

Foi utilizada primeiramente nos implantes ortopédicos na década de oitenta e inserida no mercado para ser utilizada como estrutura para a prótese odontológica há cerca de 10 anos, com os sistemas CAD/CAM. Devido às suas excelentes propriedades mecânicas (Piconi, Maccauro, 1999; Tinschert et al., 2001), biocompatibilidade (Ichikawa et al., 1992; Josset 1999; DalPiva et al., 2018) onde o tecido peri-implantar tende a se aderir melhor na zircônia do que no titânio e nas cerâmicas (vanBrakel et al., 2011) e propriedades ópticas, considerou-se uma boa alternativa às restaurações baseadas em metal. (Mainjot, 2010) (Figura 1).

Figura 1 – Alternativa para a substituição dos metais como infra-estrutura para as restaurações



Legenda: A) Infraestrutura de zircônia antes do revestimento cerâmico; B) restaurações terminadas.  
Fonte: Elaborado pelo autor.

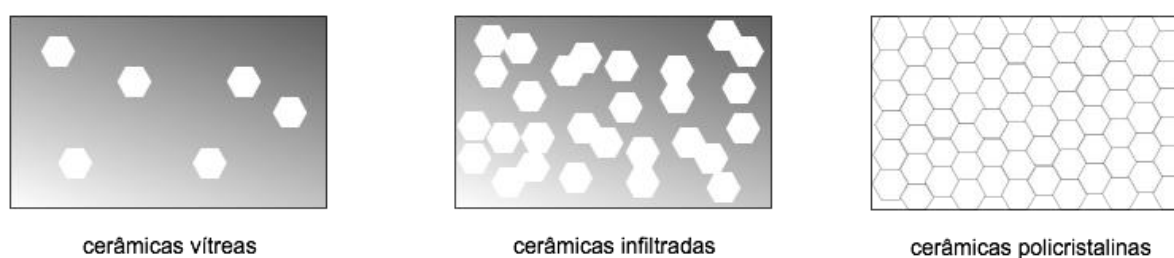
O interesse na utilização da zircônia como biomaterial odontológico partiu da sua boa estabilidade química e dimensional, resistência mecânica, dureza e um módulo elástico da mesma magnitude de ligas metálicas como CoCr (Piconi et al., 1999). Os materiais a base de zircônia tem um baixo custo com a sua produção através dos sistemas CAD/CAM

As cerâmicas policristalinas à base de zircônia podem ser classificadas em três tipos de acordo com a sua microestrutura: FSZ (*fully stabilized zirconia*), PSZ (*partially stabilized zirconia*) e TZP (*tetragonal zirconia polycrystals*) (Belo et.al., 2013). Na FSZ, a zircônia se encontra em sua forma cúbica, sendo geralmente obtida adicionando-se grandes quantidades de estabilizadores (mais de 8% mol de óxido de ítrio). A PSZ é constituída de partículas nanométricas nas formas monoclinica ou tetragonal que são precipitadas na matriz de zircônia cúbica. Esses materiais são geralmente obtidos por meio de adição de óxido de cálcio ou magnésio. A TZP é o tipo de cerâmica à base de zircônia mais utilizado para aplicação odontológica e é constituída predominantemente pela fase tetragonal, embora possa conter pequenas quantidades de fase cúbica secundária e geralmente é estabilizada com óxido de ítrio (3%-6% em peso), dando origem à Y-TZP (zircônia tetragonal estabilizada com ítria) (Chevalier et al., 2009).



A zircônia é uma cerâmica policristalina, isto é, composta por cristais que conferem alta resistência em relação à cerâmica de vidro e cerâmica infiltrada, que contêm vidro além de cristais (Figura 2). Sua resistência à flexão varia entre 900 e 1200 MPa (Martins et al., 2010) possibilitando indicações para ser utilizada em infra-estruturas de próteses de mais de 3 elementos (Bonfante et al., 2010), enquanto as cerâmicas vítreas reforçadas e cerâmicas infiltradas são restritas a pontes fixas anteriores de 3 elementos (Stefano et al., 2015 ; Andrade et al., 2017).

Figura 2 – Classificação microestrutural das cerâmicas

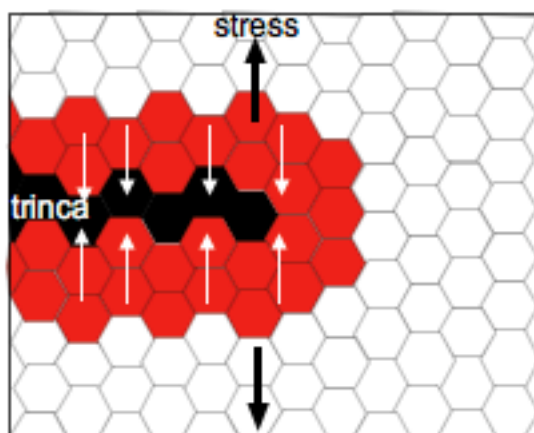


Fonte: Elaborado pelo autor.

Esse comportamento mecânico promissor dos materiais à base de zircônia está associado com o aumento da tenacidade à fratura devido a transformação de fase cristalográfica (*transformation toughening*). A fase monoclinica encontrada em temperatura ambiente até 1170° C, a fase tetragonal entre 1170° C e 2370° C e fase cúbica acima de 2370° C até o ponto de fusão (Hannink et al., 2000; Chevalier et al., 2009). Com o objetivo de estabilizar a fase tetragonal à temperatura ambiente são adicionados óxidos à zircônia pura, como por exemplo, os óxidos de cálcio (CaO), de magnésio (MgO), de ítrio (Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub>) ou de cério (CeO<sub>2</sub>). Quando este material estabilizado é submetido a tensões (ex: mastigação, desgaste e polimento), ocorre a transformação da fase cristalina tetragonal para monoclinica. Como a forma monoclinica ocupa um volume de 3 a 5% maior do que os grãos tetragonais, o resultado final é geração de tensões de compressão e

nucleação de microtrincas (*microcrack toughening*) ao redor do defeito, impedindo que a trinca se propague e leve à fratura do material (Piconi et al., 1999; Vagkopoulou et al., 2009; Bottino et al., 2016) (Figura 3).

Figura 3 - O aumento volumétrico da transformação da fase tetragonal para monoclinico (tenacidade) comprime a trinca, dificultando a sua propagação



Fonte: ilustração do mecanismo de transformação de resistência, adaptado de “Cerâmica de zircônia e compostos dispersos” de Chevalier J, Gremillard L., in *Bioceramics and Their Clinical Applications*, Editado por T. Kokubo

Uma desvantagem da zircônia é a sua pobre resistência adesiva, devido à ausência de uma fase de vítrea ácido-sensível (Kern et al., 2011; Thompson et al., 2011). As propriedades adesivas da zircônia tem sido frequentemente investigadas na literatura (Aboushelib et al., 2008; Araújo et al., 2018; Dal Piva et al., 2019). Assim, a confecção de um pilar híbrido em zircônia sem a necessidade de procedimentos adesivo parece ser uma alternativa viável para reduzir possíveis problemas mecânicos nessa modalidade restauradora.

## 2.2 Ensaios mecânicos

O desenvolvimento de ensaios mecânicos se deu a fim de desenvolver em laboratório, as falhas clinicamente relevantes (Bonfante et al., 2016). Os testes de carga máxima à fratura (CMF) e a fadiga mecânica (FM) são exemplos de ensaios mecânicos que avaliam a resistência de um material ou estrutura. No primeiro teste, uma carga compressiva é aplicada até a fratura do material, onde a carga máxima será identificada. No entanto, é sabido que em boca, as restaurações e os tecidos dentais não são submetidos às cargas monotônicas. Logo, as restaurações dentárias estão constantemente sob o efeito de forças de pequena intensidade, o que sugere um acúmulo de dano nos materiais; diferentemente de uma carga máxima necessária para o material fraturar (Bonfante et al., 2016). Já existem dados na literatura quanto os diferentes resultados entre cargas monotônicas e os ensaios de fadiga. Nestes achados é concluído que os testes de CMF fornecem dados de resistência muito superiores aos dados de fadiga. No entanto, o teste de CMF ainda são bastante utilizados (El-Damanhoury et al., 2015; Aktas et al., 2016) para compreender falhas mecânicas, resistência à fratura de sistemas restauradores, além de serem associados com a utilização de testes de fadiga (Amaral et al., 2016; Bonfante et al., 2016; Anami et al., 2016).

Um teste de fadiga convencional consiste na aplicação de uma carga constante durante um determinado número de ciclos (Bonfante et al., 2016). De acordo com Amaral et al. (2016), durante os testes de fadiga, defeitos tendem a concentrar tensões em locais onde geralmente surgem as trincas. As trincas são falhas que se iniciam em regiões de defeitos estruturais ou locais de concentração de tensão e se propagam diante de uma determinada carga (Amaral et al., 2016) levando a ocorrência de pequenos lascamentos ou até a ruptura total da restauração. Ainda segundo os autores, a propagação da trinca ocorre sob cargas

inferiores à carga necessária (crítica) para desenvolver uma falha catastrófica. O crescimento lento de trincas corresponde ao momento em que a estrutura recebe um carregamento onde uma trinca é nucleada (*crack nucleation*) e então, esta trinca cresce (*crack grow*) até ocorrer a falha completa da amostra (Rocha, 2016). Por fim, a fratura ou falha catastrófica da restauração (Silva et al., 2011) é causada pela propagação de trincas que se iniciam geralmente nas áreas de concentração de tensão, como por exemplo na linha de cimentação, estendendo-se pelo material e resultando no rompimento em massa da restauração. A incidência deste tipo de falha varia de acordo com o tipo de restauração (por exemplo, restauração unitária, pontes e restaurações implanto suportadas) e função do paciente (por exemplo, bruxismo).

A análise dos espécimes fraturados corresponde a uma análise complementar ao teste mecânico utilizado, pois a origem de uma falha causada por uma irregularidade pode se dar a partir de defeitos ou trincas provenientes de diferentes regiões (Quinn, 2016). Ainda segundo o autor, as cerâmicas podem fraturar a partir de defeitos na superfície ou internos. No entanto, as fraturas geradas a partir dos defeitos internos do material e no lado de tração, correspondem a resultados mais fiéis de resistência.

## 2.3 Componentes protéticos

A substituição de dentes perdidos pelos implantes dentais é bem documentada e considerado um tratamento viável e com uma alta taxa de sucesso (Berglundh et al., 2002; Schropp et al., 2005; Caricasulo et al., 2018). Com o aumento das exigências estéticas dos pacientes, foi necessário o desenvolvimento de novas formas de implantes, modificações das técnicas cirúrgicas e dos componentes protéticos. Outros critérios, como adaptação precisa entre pilar/implante e pilar/prótese, são importantes para uma maior longevidade do tratamento (Jaime et al., 2007; Caricasulo et al., 2018). Complicações mecânicas como afrouxamento do parafuso, fraturas de parafusos, fraturas de implantes ou fraturas dos componentes ainda desempenham um papel importante na terapia com implantes (Jemt et al., 1990; Goodacre et al., 1999 ; Cho et al., 2004; Ekfeldt et al., 1994 ). Complicações nas reabilitações com implantes apresentou com maior frequência os problemas mecânicos relacionados às próteses e seus componentes, do que com os implantes propriamente dito (Assenza B et al., 2005; Papaspyridakos Pi et al., 2012). A complicação mais comum nas próteses sobre implantes parece ser o afrouxamento do parafuso, principalmente nas próteses unitárias (Goodacre et al., 1999; Schwarz, 2000). Ainda, a longo prazo, podem ocorrer deformações nas roscas do parafuso com redução da capacidade de união das partes e necessidade de troca de tal estrutura (Rangel et.al; 2007)

Os sistemas de conexão hexagonal externa são mais propensos ao afrouxamento do parafuso, devido às suas propriedades mecânicas sob cargas dinâmicas (Aboyoussef et al., 2000; Cho et al., 2004; Akour et al., 2005). A conexão interna permite uma melhor resistência e estabilidade contra os movimentos rotacionais e laterais, quando comparado com as conexões externas (Alkan et al., 2004; Bernardes et al., 2009; Pjetursson et al., 2007).

As vantagens biomecânicas apresentadas pelas conexões internas quando comparadas com as conexões externas são: uma melhor distribuição de força sob carga mecânica; superior estabilidade, por causa de uma área mais ampla de conexão; e maior resistência a cargas laterais, por causa do centro de rotação mais baixo (Maeda et al., 2006).

Este afrouxamento, juntamente com a falha mecânica da prótese do implante, pode causar complicações biológicas como inflamação do tecido ao redor dos implantes, crescimento gengival e formação de fístula (Shin et al., 2014).

A estabilidade a longo prazo entre o implante e o componente protético, dependem da manutenção da adequada força da pré-carga. Isto torna-se cada vez mais importante quando se considera a restauração suportada por implante de um único dente (Jarman et al., 2017).

O deslocamento axial causa uma diminuição na pré-carga reversa do parafuso após o carregamento cíclico, apesar da estabilidade relativamente alta dos implantes de conexão interna. Sugere-se que os parafusos nos implantes de conexão interna devem ser reapertados após o carregamento funcional, a fim de evitar o afrouxamento dos parafusos nas próteses implanto suportadas (Coppedê et al., 2009).

O tecido mole ao redor do implante serve como uma barreira de proteção entre a cavidade oral e o osso peri-implantar (Welander et al., 2008). Na metodologia convencional para a preparação e colocação das próteses implanto suportadas, os componentes protéticos em contato com a mucosa são fixados sobre o implante e removido várias vezes. Neste procedimento em cada uma das remoções e colocações do componente ocorre a quebra da sua união com os tecidos moles. Este procedimento altera a qualidade da barreira da mucosa peri-implantar e afeta o nível ósseo peri-implantar ( Koutouzis et al., 2017). Os pilares apresentados nos implantes de conexão interna do tipo cone morse, são menores

do que a largura da plataforma do implante devido à sua conexão cônica, possibilitando dessa forma a obtenção da denominada plataforma *switching* e diminuindo conseqüentemente a existência de gaps (Varise et al., 2015; Gardner, 2005). O material do componente protético que está diretamente em contato com essa zona de transição crítica, parece ser decisiva em assegurar a alta qualidade de união entre a mucosa e a superfície do componente protético (Abrahamsson I et al., 1998) e um acompanhamento a médio e longo prazo mostra evidências de um aumento de volume e estabilidade do tecido peri-implantar (Canullo et al., 2017; Pozzi et al., 2014).

A zircônia tem atraído um significativo interesse pela sua superior resistência à fratura comparada à alumina, (Adatia et al., 2009) e superior qualidade estética, (Brodbeck, 2003; Sailer et al., 2009) assim como uma excelente biocompatibilidade quando comparada aos componentes metálicos (Yildirim et al., 2003; Kerstein et al., 2008). Os tecidos peri-implantares tendem a se aderir melhor na zircônia do que no titânio e nas cerâmicas de cobertura (Van Brakel et al., 2011) e possuem uma menor atração por bactérias por possuírem uma baixa energia superficial livre comparada com outras matérias subgengivais, isto explica por que a bactéria não se adere na sua superfície (Teng et al., 2012; Nothdurft et al., 2015). Alguns estudos têm demonstrado que os fibroblastos e células epiteliais tem melhor proliferação e retenção na zircônia polida do que nas superfícies lisas. Superfícies da zircônia polida oferecem uma melhor adesão das células epiteliais e fibroblastos comparada com o titânio (Nothdurft et al., 2015). As vantagens dos componentes de zircônia é uma estética aprimorada com menos descoloração gengival cinza-azulada comparada aos pilares de titânio (Nakamura et al. 2010; Linkevicius T et al., 2015).

Com a introdução dos sistemas CAD/CAM é possível a produção dos componentes protéticos de forma personalizada para recriar um adequado perfil de emergência, facilitando a formação da topografia anatômica da mucosa e do

contorno cervical da restauração (Sailer et al, 2007). Um programa específico vai utilizar dados do escaneamento dos modelos do paciente, que serão enviados para uma máquina de fresagem para produzir um componente protético a partir de um bloco de titânio ou zircônia, sem as imprecisões inerentes ao método da cera perdida (Gehrke et al., 2015).

A conexão da plataforma influencia mais a tensão nos componentes do que no material que é feito o componente. Os valores de tensão nos implantes foram semelhantes entre as diferentes conexões da plataforma, onde maiores concentrações de tensões foram observadas nas conexões internas (Carvalho et al., 2014).

Análises recentes do desempenho mecânico de pilares de zircônia (Zr) com conexões externas ou internas revelou menor resistência à fratura que os pilares de Ti, especialmente com conexões internas (Stimmelmayer et al., 2013 ; Foong J et al., 2013 ) e para superar a fragilidade do componente de Zr sobre a interface do implante, foi criado um componente híbrido, com um link metálico de titânio e conectado ao corpo do pilar de zircônia (Kim et al., 2013; Sailer et al., 2009).

Um material de cimentação tem um papel importante na estabilidade desses componentes híbridos e agentes de união contendo MDP (10 metacrililoiloxidecil di-hidrogênio fosfato) pode aumentar a força de união à zircônia (Atsu et al., 2006; Luthy et al., 2006) por causa de uma interação entre os grupos hidroxila do MDP e a superfície catiônica da zircônia (Ozcan et al., 2008; Kern et al., 1998).

Cimentos de resina autoadesivo e adesivo com baixa capacidade de ligação química à zircônia forneceram valores de força de retenção em uma pequena faixa (220 a 290 N) (Nadja et al., 2018)



### **3 PROPOSIÇÃO**

**3.1 Objetivo geral: Avaliar o comportamento de restaurações de Zircônia cimentadas ou acopladas a uma base de titânio**

**3.2 Objetivos específicos:**

- a – Avaliar antes e depois o efeito da fadiga no valor de pré-carga
- b – Avaliar o desajuste vertical
- c – Avaliar a carga para a fratura
- d – Avaliar a concentração de tensões

Hipóteses:

ho = não existe diferença entre as duas modalidades de restaurações

## **4 MATERIAL E MÉTODOS**

Para realização do presente estudo, a seção 4.1 foi realizada no Laboratório de Bioengenharia, e a seção 4.2 no Laboratório de Pesquisas em Materiais Odontológicos e Prótese, ambos pertencentes ao Instituto de Ciência e Tecnologia (ICT) da UNESP, em São José dos Campos, Brasil. Os materiais utilizados no presente estudo encontram-se descritos no Quadro 1.

Quadro 1 – Marcas comerciais e fabricantes dos materiais que foram utilizados

<b>Material</b>	<b>Nome Comercial</b>	<b>Empresas</b>
Titânio Gr4 hard	Parafuso Cortical Master Flash HI Porous RP 4,3x11,5 (lote 162566)	Conexão – Sistemas de Próteses-Arujá –São Paulo - Brasil
Titânio Gr2	Pilar Standard 3,0mm C.M.3,5 TiBase Standard) (lote 166168)	
Titânio Ti 6Al4V ELI	Parafuso NP p/ Pilares (lote 165808)	
Titânio Gr2	Precision Link Ø4,5 NP (lote 154977)	
Titânio Ti 6Al4V ELI	Parafuso Link NP / 3I (lote 154318)	
Titânio Ti 6Al4V ELI	Parafuso NP para Componente Provisório	
Titânio Ti 6Al4V ELI	Componente Provisório	
Silicone em cartucho bicomponente com reticulante a frio	Gingifast Rigid	Zhermack, Rovigo, Itália
Resina Acrílica autopolimerizável	Unifast	GC America
Resina de inclusão	Resina de Polióxido de Metileno (POM) (Delrin) (lote 166976)	Dupont
Bloco de zircônia perfurada para mesoestrutura	In-Coris Zi Meso L com Coeficiente de contração de 17%	Dentsply Sirona Dental Systems, Bensheim, Alemanha
Agente de cimentação	Panavia F 2.0	Kuraray Noritake Dental Inc., Okoyama, Japão
Primer para zircônia	Clearfill Ceramic Primer	Kuraray Noritake Dental Inc., Okoyama, Japão
Resina composta	Z350	
Silicone de condensação	Zetalabor	Zhermack, Rovigo, Itália
Primer para metal	Alloy Primer	Kuraray Noritake Dental Inc., Okoyama, Japão

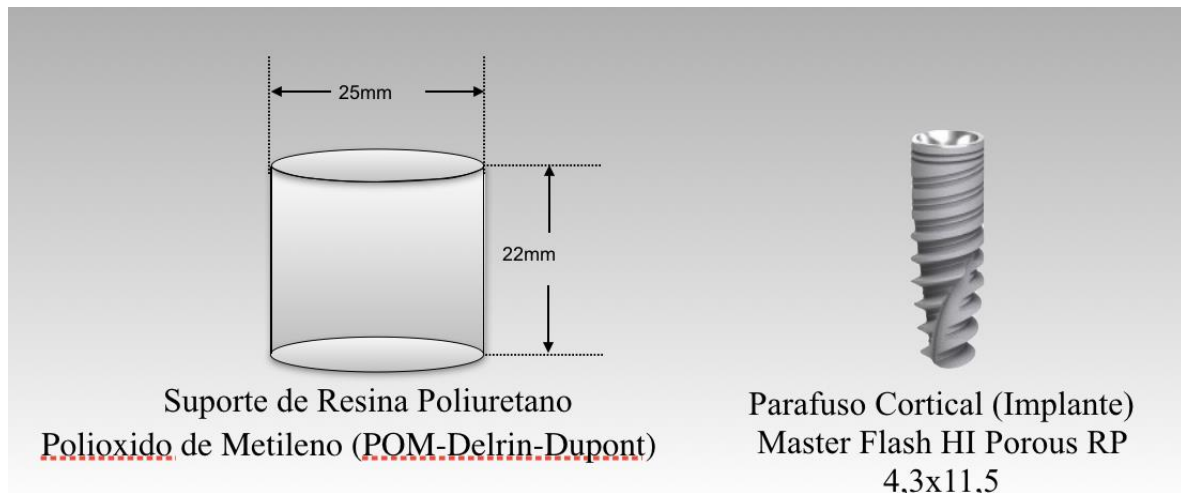
Fonte: Elaborado pelo autor.

## **4.1 Influência da técnica de confecção de restaurações sobre implante na sobrevivência à fadiga**

### **4.1.1 Obtenção dos espécimes**

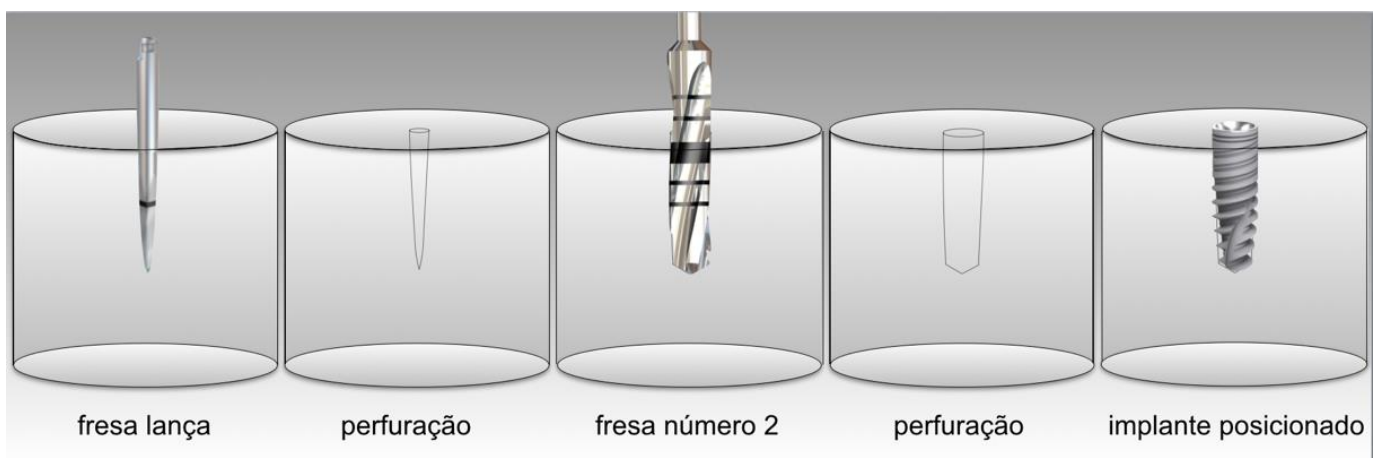
Este estudo utilizou quarenta (40) implantes (Parafuso Cortical Master Flash HI Porous RP (Conexão – Sistemas de Prótese -Arujá - Brasil) com conexão morse e dimensões de 4,3 x 11,5 mm, por ter um diâmetro compatível para a região dos dentes molares e o conceito de plataforma switching. Estes implantes foram instalados em cilindros de resina de Polióxido de Metileno (POM) (Delrin-Dupont) obtidos através de fresagem, com as dimensões de 22mm de altura e diâmetro de 25 mm. Para a inserção dos implantes, foram feitas perfurações centralizadas nos cilindros de resina com uma fresa lança e na sequência uma fresa número 2. Os implantes foram instalados no interior de cada cilindro de resina com auxílio de uma chave de inserção para implante não ultrapassando o torque máximo de 60N, com a sua plataforma posicionada a 3mm acima da resina (Figuras 4 até 6), de acordo com a norma ISO 14801 segunda edição de 2007.)

Figura 4 – Cilindros de resina poliuretano Polióxido de Metileno e o implante Flash HI Porous RP



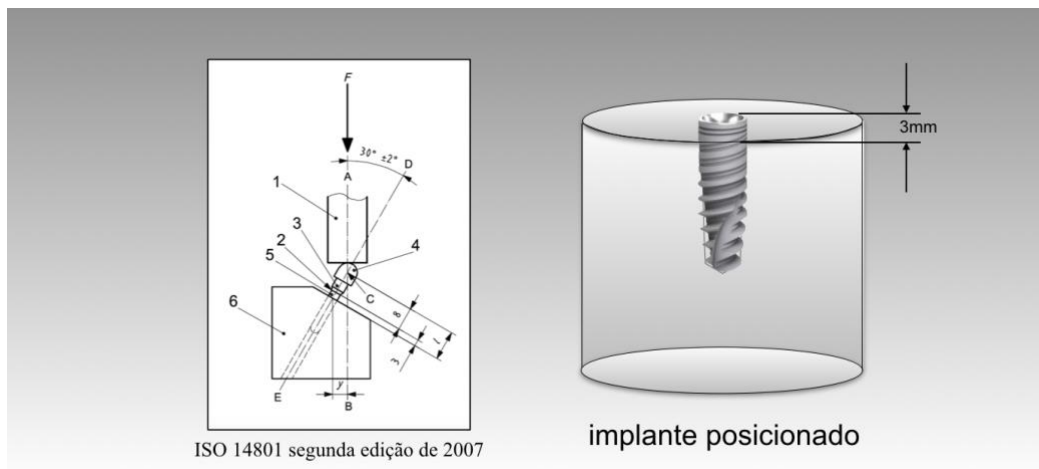
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 5 – Sequência padronizada de perfuração e colocação do implante no cilindro de resina Polióxido de Metileno (POM)



Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 6 - Implante na base de resina de Polióxido de Metileno (POM) a 3mm da base do implante segundo a norma ISO 14801



Fonte: Elaborado pelo autor.

#### 4.1.2 Confeção das restaurações

Foi utilizado um manequim odontológico de acrílico articulado (P Oclusal Produtos Odontológicos Ltda-Me – São Paulo - Brasil) (Figura 7) onde foi utilizado a região do dente 37, onde segundo a literatura, é a região de maior carga mastigatória, para o posicionamento da réplica do implante (Cortical Master Flash HI Porous RP, Conexão Sistemas de Prótese – Arujá – Brasil) e simular a posição tridimensional do implante no modelo de trabalho com a restauração provisória em posição (Figura 8).

A restauração provisória foi confeccionada com os adequados perfil de emergência e contorno cervical para a elaboração da futura restauração em zircônia. (Figura 9)

Figura 7 - Modelo de trabalho (P.Oclusal)



Fonte: elaborado pelo autor.

Figura 8 - Restauração provisória sobre o implante



Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 9 - Restauração provisória com os contornos adequados de perfil de emergência e contorno cervical



Fonte: Elaborado pelo autor.

Um componente provisório para o implante Cortical Master Flash HI Porous RP foi posicionado no modelo de trabalho e recortado de modo a não interferir com a anatomia da restauração confeccionada sobre o mesmo.

O silicone gingífast rígido (Zhermack – Rovigo – Itália) foi injetado abaixo da linha do contorno cervical da restauração provisória para simular o perfil de emergência da restauração (Figura 10).

A restauração provisória foi confeccionada de modo a apresentar o centro localizado a uma distância de 8mm da base do implante, sendo o seu posicionamento previamente posicionado sobre o componente provisória e foi efetuado uma calibragem com um paquímetro digital antes da sua fixação com resina autopolimerizável. (Figura 11). Essa restauração provisória foi escaneada para produzir todas as restaurações monolíticas de zircônia.

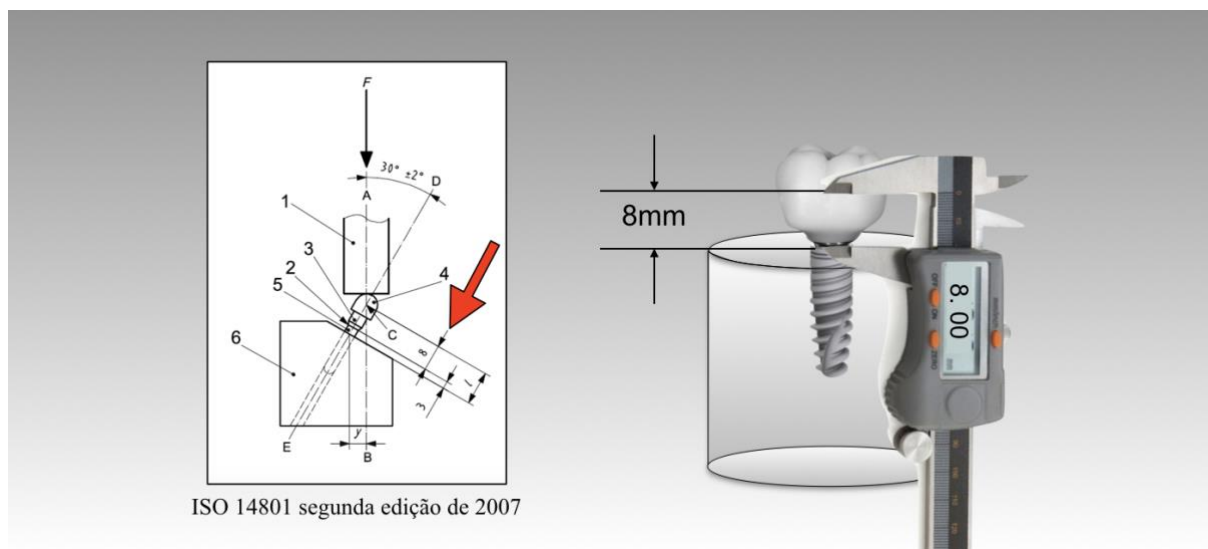


Figura 10 – Réplica da posição tridimensional do implante



Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 11 – Centro da restauração a 8mm da base do implante, segundo a norma ISO 14801 segunda edição de 2007



Fonte: Elaborado pelo autor.

### 4.1.3 Escaneamento

As restaurações de zircônia foram desenhadas no *software* InLab (Dentsply Sirona Dental Systems, Bensheim, Alemanha). Um novo paciente foi criado e um novo caso adicionado. Foi selecionado a opção pilar como o tipo de restauração e cópia biogénica como o modo de desenho. Em seguida, foi selecionado o dente a ser restaurado, no caso, o dente 37.

Para uma prótese sobre implante com base de titânio, foi necessário escolher, ainda na página de administração do caso, o tipo de corpo de escaneamento (*scanbody*) correspondente ao implante utilizado (Dentsply Sirona TiBase FX 3.4). Esta referência deve ser equivalente ao implante Cortical Master Flash HI Porous RP (Conexão Sistemas de Próteses – Arujá – São Paulo – Brasil). Na sequência foi selecionado o material restaurador, no caso Sirona In Coris ZI meso.

O primeiro escaneamento foi o da gengiva artificial devido ao seu correto posicionamento no modelo de trabalho. Para isso, um *spray* de contraste (Cerec Optispray Spray – Dentsply Sirona, Alemanha) foi aplicado sobre toda a área a ser escaneada, possibilitando sua leitura. O modo de escaneamento foi de captura livre. Em seguida, a gengiva artificial foi removida e foi posicionada sobre o modelo a base de titânio (TiBase *standard*). Sobre ela foi colocado o corpo de escaneamento, dando ao software a exata posição tridimensional do implante. Em toda a região do corpo de escaneamento e dentes vizinhos foi aplicado mais uma vez o *spray* de contraste, para que a área pudesse ser identificada. Também no modo captura livre, foi realizada a captura de uma sequência de imagens até que toda a área fosse lida. Por fim, foram removidos do modelo o corpo de escaneamento, foi instalada a restauração provisória parafusada e, como nas

etapas anteriores, foi aplicado o *spray* de contraste. Também pelo modo captura livre foi tomada uma sequência de imagens até que toda a área fosse escaneada.

Feitas as três etapas de escaneamento, temos as referências espaciais necessárias para que o sistema identifique a imagem no arco mandibular, possibilitando o início da etapa de ajuste do modelo.

O primeiro passo foi clicar sobre o corpo de escaneamento para que o sistema o substitua virtualmente pela imagem da base de titânio. A segunda etapa é editar a linha de base da gengiva. Nesta etapa o sistema mostra a imagem da gengiva para que determinemos a linha de término do pilar. A terceira etapa foi definir o eixo de inserção da restauração. A quarta etapa foi informar ao *software* qual área do escaneamento do dente encerado será usada como referência para o desenho da peça protética. Para isso, foi selecionada toda a área referente a ele.

A etapa seguinte, de *design*, o sistema revisou os parâmetros da restauração, que são: desvio de fresagem oclusal, resistência dos contatos interproximais, força dinâmica dos contatos, profundidade gengival, pressão de colocação gengival, espessura mínima radial e espessura mínima oclusal. Todos os parâmetros foram assumidos em zero, com exceção das espessuras mínimas deixadas nas configurações de fábrica. Após essa etapa, o *software* realizou o cálculo da proposta, desenhando uma peça com as exatas referências da restauração provisória.

#### 4.1.4 Fresagem

Com o projeto totalmente definido, iniciou-se a etapa de usinagem. Os dados do projeto foram enviados para a central de usinagem (Cerec InLab MC XL Dentsply Sirona Dental Systems, Bensheim, Alemanha) fresando 20 blocos de Zircônia (Conexão – Sistemas de Prótese -Arujá – Brasil) em restaurações de anatomia idêntica para as bases metálicas TiBase (Grupo cimentado), contendo uma perfuração central e 20 blocos de Zircônia (Conexão – Sistemas de Prótese -Arujá – Brasil) para as bases metálicas de Precision Links (Conexão – Sistemas de Prótese -Arujá – Brasil), contendo uma perfuração central (Grupo acoplado).

O mesmo escaneamento foi utilizado para a confecção de ambas restaurações, visto que para as bases metálicas foram utilizados os blocos pré-fabricados para o mesmo, como previsto pelo sistema.

Para as peças fresadas para as bases metálicas Precision link, deve-se substituir os blocos convencionais pelos blocos com perfuração hexagonal, próprios para o grupo experimental. Para isso, em todas restaurações deste grupo, inicialmente foi usando um bloco convencional que serviu como referência durante a medição realizada pela fresadora e, após, interrompe-se o ciclo de fresagem e substitui-se o bloco referência pelo bloco que será efetivamente fresado. Ao ser reiniciado o processo de fresagem, apenas parte do bloco foi medida e o processo avançou sem interrupções. Todas as restaurações foram fresadas com dimensões 20% maior para compensar a contração volumétrica que ocorre durante o processo de sinterização da zircônia.

Após a fresagem, todas as restaurações apresentaram a mesma morfologia e tamanho e foram separadas do restante do bloco com um disco diamantado em baixa rotação, onde o excesso do *sprue* foi removido com uma broca diamantada.

As restaurações foram então polidas com pontas de borracha abrasiva antes do processo de sinterização, para assegurar uma superfície lisa. Todas as amostras foram limpas com álcool isopropílico em uma cuba ultrassônica por 5 minutos.

#### 4.1.5 Sinterização

A sinterização foi realizada pela técnica tradicional, utilizando o forno de sinterização InFire HTC speed, (Dentsply Sirona Dental Systems, Bensheim, Alemanha) de alta temperatura, onde as restaurações fresadas foram colocadas dentro da bandeja de queima, totalmente secas para que se utilize o programa acelerado. (Quadro 2)

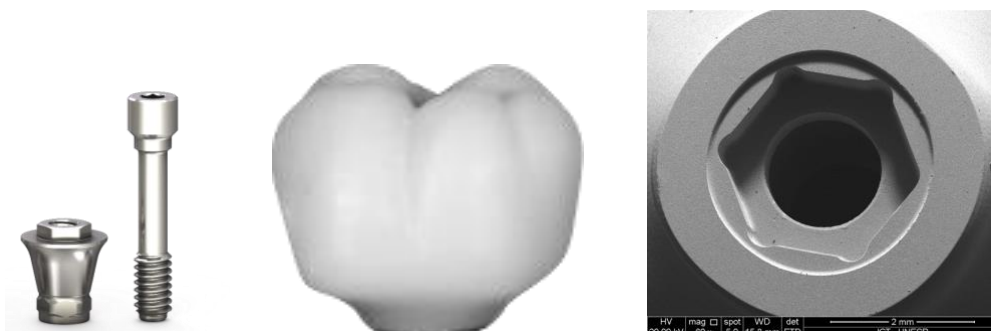
Quadro 2 – Programa de sinterização utilizado para confecção das amostras

	°C / Min	°C	Min
S4	30	300	0
S3	-	-	-
S2	30	1500	60
S1	-	-	-

Fonte: Elaborado pelo autor.



Figura 13 –Esquema representativo da restauração fresada, parafuso protético e base de titânio para o grupo acoplado



Legenda: Fotomicrografia aproximada (60X) da perfuração da restauração nesse grupo.

Fonte: Elaborado pelo autor.

#### 4.1.6 Cimentação da base metálica Ti-Base standard na restauração de zircônia

Inicialmente, a base de metálica TiBase *standard* foi parafusada na replica do implante e limpa. Em seguida, a cabeça do parafuso foi protegida com *teflon*. A superfície externa da base metálica do TiBase *standard* foi jateada com óxido de alumínio ( $Al_2O_3$ ) de 50  $\mu m$  com uma pressão máxima de 2,5 bar por 10 s a uma distância de 10 mm e limpa com álcool isopropílico em banho ultrassônico por 5 min. Foi aplicado dentro da restauração de zircônia, o agente silano Clearfill Ceramic Primer (Kuraray Medical Inc., Okayama, Japão) por 60 s seguido de jato de ar para remoção dos excessos. Na sequência foi aplicado o Alloy Primer (Kuraray Medical Inc., Okayama, Japão) na base metálica por aproximadamente 5 s.

O cimento resinoso (Panavia F2.0 Kuraray Medical Inc., Okayama, Japão) foi manipulado pela mistura das pastas A e B em partes iguais por 20 s. Em

seguida, o cimento foi aplicado nas paredes circundantes externas da base metálica e nas paredes internas da restauração. A restauração foi mantida sob pressão digital e os excessos de cimento foram removidos com microbrush. Foi aplicado gel bloqueador de oxigênio (Oxyguard Kuraray Medical Inc., Okayama, Japão) na interface da base metálica com a restauração de zircônia. A fotoativação foi realizada com fotopolimerizador de luz LED por 20 s em cada face da restauração (alta intensidade de 1000 mW/cm<sup>2</sup>; com comprimento de ondas entre 395 a 480 nm (Valo, Ultradent Products, South Jordan, Utah, USA). Os resíduos foram removidos com borrachas de polimento e as amostras foram armazenadas em água destilada por 48 h, para a completa polimerização do cimento resinoso.

Por fim, o conjunto restauração cimentada sobre a base de titânio foram fixados sobre os implantes com torque de 30 N.cm com auxílio de um torquímetro digital.

#### **4.1.7 Adaptação da base metálica Precision Link na restauração de zircônia**

Para esse grupo, a base metálica Precision Link foi posicionada sobre os implantes embutidos no cilindro de fixação. Em seguida, a restauração de zircônia foi manualmente adaptada sobre a base metálica. O parafuso de fixação foi inserido na perfuração central da restauração e com uma chave manual apertado até o perfeito assentamento da base hexagonal da restauração, sobre o hexágono da base metálica. A pré-carga máxima foi definida como de 30N.cm com auxílio de um torquímetro digital.

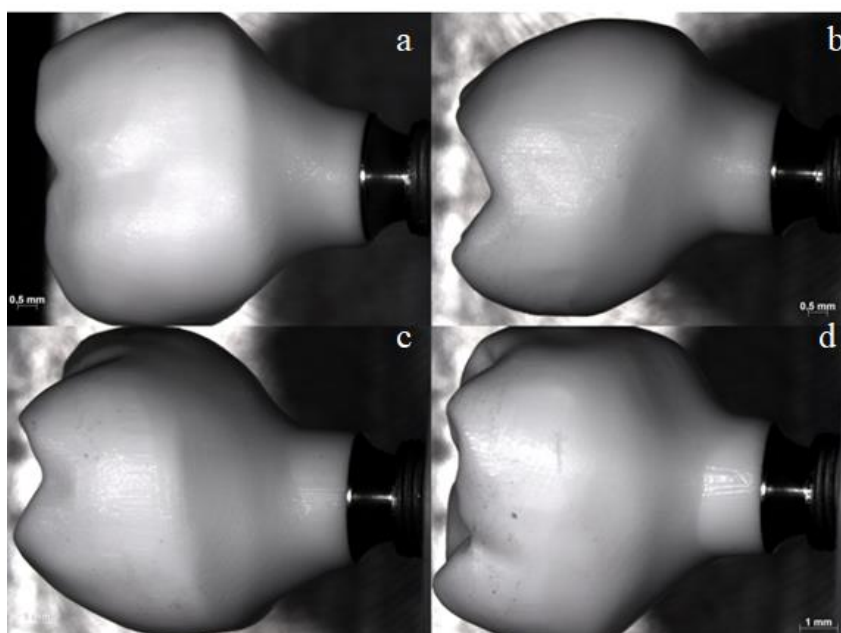


## 4.2 – Testes realizados

### 4.2.1 Mensuração da desadaptação vertical

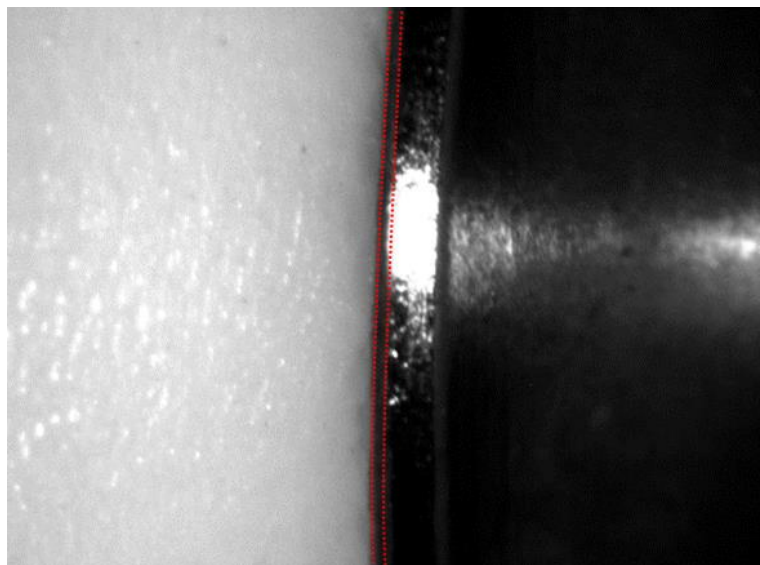
A interface entre a base de titânio e a restauração de cada amostra (Figura 14) foi analisada com um microscópio óptico (Discovery V20, Zeiss) com um aumento de 40X e a desadaptação vertical medida em micrômetros (Figura 15). (Tribst JPM et al., 2018; Rodrigues VA et al., 2017a). Foram feitas dez medições da interface em cada lado da restauração (4 faces) por um único examinador (Tribst JPM et al., 2018b).

Figura 14 – Fotomicrografia (7.5<sup>X</sup>) da interface restauração/base de titânio nas quatro vistas utilizadas para mensuração da adaptação vertical



Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 15 – Fotomicrografia aproximada (40X) da interface restauração/base de titânio nas quatro vistas utilizadas para mensuração da desadaptação vertical



Fonte: Elaborado pelo autor.

#### 4.2.2 Capacidade de manutenção do torque

O parafuso protético foi apertado com 30 N.cm com um torquímetro digital (TQ 680; Instrutherm Measurement Instruments) (Figura 16). O torque de remoção do parafuso foi medido 5 minutos depois (torque inicial de remoção da pré-carga) com o mesmo torquímetro digital, os dados foram coletados e o torque foi reaplicado ao parafuso para se executar o teste de fadiga mecânica. (Tribst et al., 2018b)

A eficiência de pré-carga para cada pilar foi calculada com base na seguinte fórmula: Eficiência de pré-carga (%) = torque de remoção/torque de aperto x 100. (Tribst et al., 2018b)

Figura 16 – Torquímetro digital usado para mensuração do torque das restaurações



Fonte: Elaborado pelo autor.

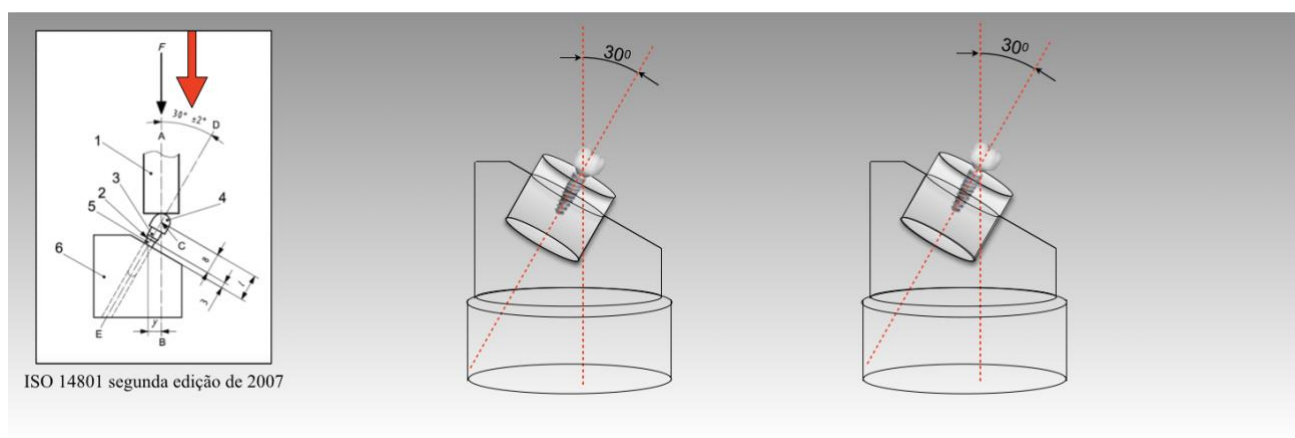
### 4.2.3 Teste de sobrevivência à fadiga mecânica

O teste de fadiga mecânica foi realizado em uma cicladora termo-mecânica. Para isso, todas as amostras foram inseridas em uma base de aço inoxidável com angulação de 30 graus em relação ao solo, de acordo com a norma ISO 14801, a fim de avaliar o efeito do envelhecimento (Figura 17). Em seguida, as amostras receberam uma carga de 200 N a uma frequência de 2 Hz por  $2 \times 10^6$  ciclos. (Tribst JPM et al., 2018b)

Todas as amostras envelhecidas foram submetidas novamente à análise de desajuste vertical e capacidade de manutenção de torque para verificação do efeito da fadiga cíclica nesses parâmetros.

Novamente o torque foi reaplicado ao parafuso para se executar o teste a compressão.

Figura 17 - Inclinação de  $30^{\circ}$  para o posicionamento dos espécimes de acordo com a norma ISO 14801

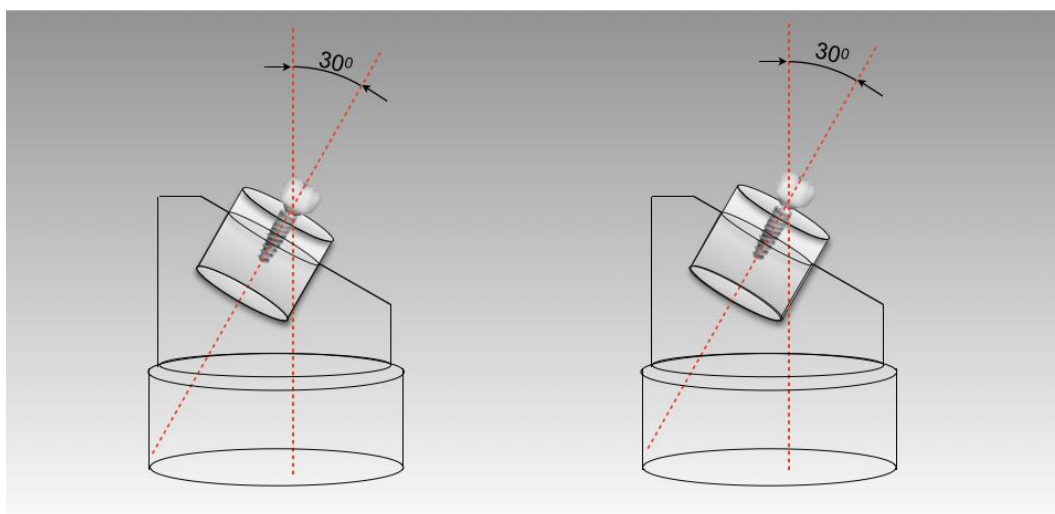


Fonte: Elaborado pelo autor.

#### 4.2.4 Teste a compressão

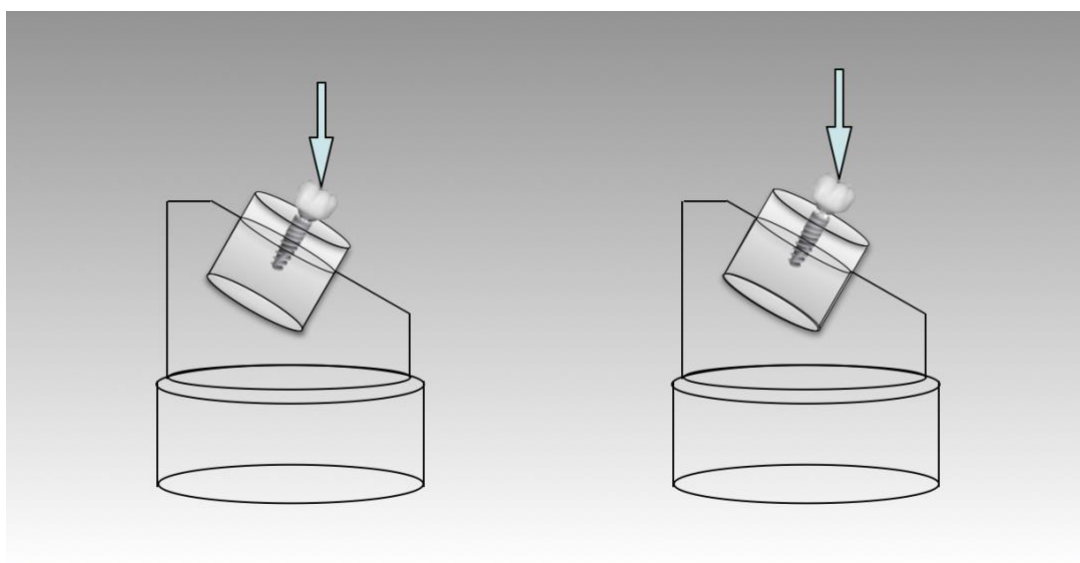
Todas as amostras sobreviveram ao envelhecimento cíclico definido pela ISO 14801. Em seguida, as amostras foram reposicionadas conforme a condição inicial (Figura 18) e submetidas ao teste de carga compressiva até a fratura (máquina universal EMIC). A carga de compressão foi aplicada a cada espécime por uma plataforma vertical unidirecional e carregada com uma taxa de 0,5 mm / min até a falha, definida como uma fratura do parafuso ou da interface implante-pilar (Figura 19). Foi registrada a carga máxima até a falha (em Newtons) (Souza et al., 2019).

Figura 18 – Reposicionamento dos espécimes nas mesmas condições anteriores com uma inclinação de  $30^{\circ}$



Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 19 – A carga de compressão carregada com uma taxa de  $0,5 \text{ mm / min}$  até a falha



Fonte: Elaborado pelo autor.

#### **4.2.5 Microscopia eletrônica de varredura**

Cada restauração fraturada foi visualmente inspecionada com ampliação de 25<sup>x</sup> em microscópio óptico (Zeiss Discovery V20; LLC). Uma amostra representativa de cada grupo foi inspecionada usando microscópio eletrônico de varredura (MEV) (Inspect S50; FEI). Para isso, os espécimes foram limpos em banho ultrassônico com álcool isopropílico durante 10 min, secos e revestidos com uma fina camada de ouro (Polaron SC 7620 Sputter Coater, Quorum Technologies, Newhaven, Reino Unido) por 180 s a 40mA, criando uma camada de 30nm de espessura. As amostras foram operadas a 20KV com detecção secundária de elétrons por um único operador (Tribst JPM et al., 2018b)

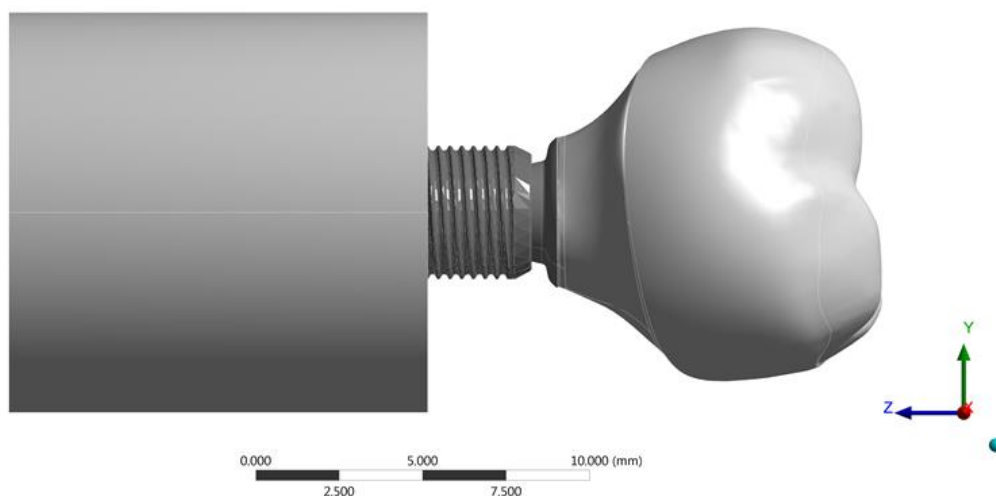
#### **4.2.6 Análise pelo método dos elementos finitos**

##### **4.2.6.1 Modelamento**

A partir do *software* de desenho assistido por computador (Rhinoceros versão 5.0 SR8, McNeel America do Norte, Seattle, WA, USA) um modelo de cilindro de fixação utilizado no estudo *in vitro* foi recriado com as mesmas dimensões (25 x 22 mm). Em seguida, foram desenhados os implantes (4,3 x 11,5 mm) a partir de círculos de 4,3 mm de diâmetro, usados para determinação da casca tridimensional das espiras do implante. Os modelos foram produzidos dentro do protocolo BioCAD (Noritomi et al., 2013). Após o desenho externo, a geometria do implante foi convertida em um sólido volumétrico pela união das

superfícies e polisuperfícies. Para confecção das roscas internas, o mesmo princípio foi utilizado, criando-se roscas a partir do diâmetro do parafuso de retenção, seguido da união com um cilindro correspondendo à cabeça pela qual a chave protética se encaixa. Através da plataforma do implante, um cilindro de 5 mm de altura foi extruído e sobre ele, cada um dos modelos de bases de titânio confeccionados (Cimentada e acoplada). Todas essas estruturas foram criadas com base nos arquivos em formato STL cedidos pela empresa (Conexão – Sistemas de Prótese -Arujá - Brasil). Em seguida, o mesmo princípio foi aplicado para o arquivo STL obtido pelo escaneamento de uma restauração protética sobre implante. A camada de cimento para o grupo cimentado foi modelada com 0,7 micrômetros de espessura (Tribst et al., 2018a). Para o grupo experimental, a restauração recebeu uma subtração booleana com a plataforma da base de titânio permanecendo essas duas estruturas justapostas. Ambos modelos finais foram compostos de cilindro de fixação, parafuso protético, base de titânio e restauração protética. No fim do modelamento, todos os modelos dos dois grupos foram verificados e salvos em arquivo STEP (Figura 20).

Figura 20 – Modelo tridimensional finalizado de acordo com as geometrias do ensaio *in vitro*



Fonte: Elaborado pelo autor.

#### 4.2.6.2 Processamento

Cada geometria anteriormente descrita foi exportada para o *software* de engenharia assistida por computador (ANSYS 17.2, ANSYS Inc., Houston, TX, EUA). Uma análise estática estrutural foi utilizada para obtenção dos resultados. No módulo de modelamento, as informações dos materiais foram informadas para cada componente sólido de forma isotrópica e homogênea, sendo necessário o módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson encontrados na literatura (Benzing UR et al., 1995; Çaglar A et al., 2011; Costa VLS et al., 2011). (Quadro 3).

Cada estrutura foi renomeada segundo a informação estrutural definida de acordo com o que estão representando, para facilitar a visualização dos contatos entre os corpos. Os contatos foram considerados colados, exceto entre as



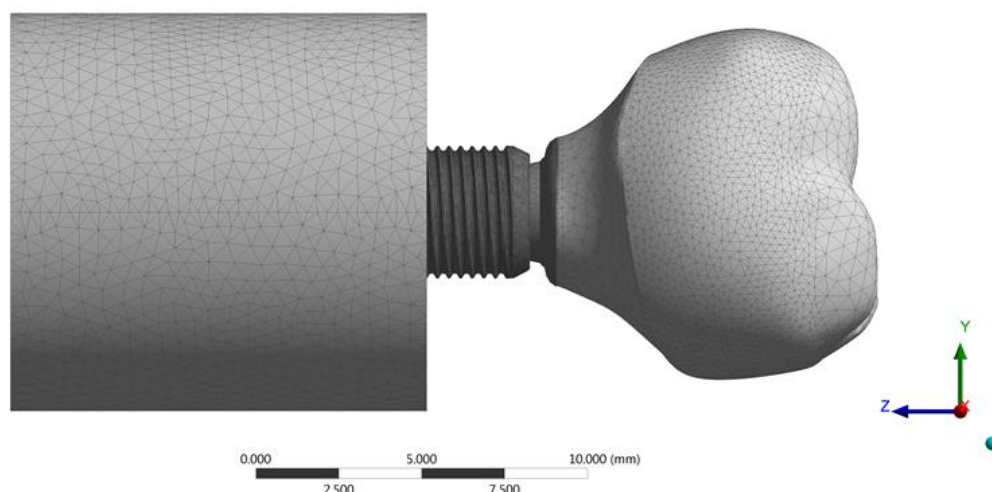
estruturas metálicas que foi atribuído atrito de  $0,3 \mu$  entre os corpos (Alkan et al, 2004). O número de faces tangentes entre os sólidos foi equivalente. Através da criação automática, uma divisão inicial com elementos tetraédricos foi criada. Em seguida, um teste de 10% de convergência foi usado para auxiliar no refinamento e no controle da malha de forma a garantir a menor influência possível nos resultados do cálculo matemático (Figura 21).

Quadro 3 – Propriedades mecânicas dos materiais utilizados neste estudo

<b>Material</b>	<b>Módulo elástico (GPa)</b>	<b>Coefficiente de Poisson</b>	<b>Referência</b>
Titânio	110	0,33	Benzing et al., 1995
Cerâmica de Zircônia	220	0,3	Ramos et al., 2016
Resina de fixação	2,8	0,3	Informação do fabricante
Cimento resinoso	10	0,3	Penteado et al., 2019

Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 21 – Malha refinada durante a análise pelo método dos elementos finitos



Fonte: Elaborado pelo autor.

O carregamento foi realizado na região oclusal da restauração conforme a ISO 14801. A localização da fixação foi definida sob a superfície do cilindro de resina, simulando o suporte da amostra em um plano. A aplicação de uma carga oblíqua foi definida na superfície da prótese ( $30^\circ$ , 200 N) (Tribst et al., 2019b). O parafuso protético recebeu pré-tensões para simular o aperto correspondente ao torque realizado no modelo de laboratório (30 N.cm) (Tribst et al., 2018b). As soluções solicitadas foram em tensão de Von-Mises para os metais (Tribst et al., 2017) e Tensão Máxima Principal para a restauração (Penteado et al., 2019) em cada um dos grupos. Os resultados foram apresentados em mapas de tensão com escalas idênticas de valores para que a comparação visual fosse possível, bem como os valores absolutos foram usados para análise quantitativa dos picos de tensão.

#### 4.2.6.3 Análise estatísticas

Os resultados de desajuste vertical e capacidade de manutenção de torque foram submetidos a um modelo linear geral para ANOVA dois fatores com análise de medidas repetidas (Tribst et al., 2018b) considerando os fatores: “tipo da base de titânio” (cimentada ou acoplada) e “envelhecimento” (com e sem). A carga até a falha foi submetida à ANOVA um fator considerando o fator “tipo da base de titânio”. O teste de Tukey foi utilizado para avaliar as comparações entre os grupos. Todos os testes apresentaram um valor  $\alpha$  de 0,5. Os resultados da análise pelos elementos finitos foram analisados qualitativamente através de mapas de tensão e quantitativamente com os picos de tensão na restauração, base de titânio e parafuso protético.

## 5 RESULTADOS

### 5.1 Mensuração da desadaptação vertical

Para a avaliação do desajuste vertical, a análise estatística demonstrou que a interação tipo de base de titânio \* envelhecimento foi significativa ( $p = 0,000$ ) (Tabela 1). O grupo cimentado apresentou a interface semelhante antes ( $3,8 \pm 0,5 \mu\text{m}$ ) e após ( $3,7 \pm 0,6 \mu\text{m}$ ) o envelhecimento, sem diferença de acordo com o teste de Tukey. Porém para o grupo acoplado, o desajuste vertical antes do envelhecimento apresentou valores de desajuste significativamente maiores ( $13,14 \pm 2,7 \mu\text{m}$ ) do que após o envelhecimento ( $10,05 \pm 1,2$ ).

Tabela 1 - Média e desvio padrão do desajuste vertical ( $\mu\text{m}$ ) para cada grupo

	Desadaptação Vertical	
	Inicial	Após fadiga
Cimentado	$3.87 \pm 0.60^{\text{Aa}}$	$3.77 \pm 0.89^{\text{Aa}}$
Acoplado	$13.14 \pm 2.7^{\text{Bb}}$	$10.51 \pm 1.27^{\text{Ba}}$

Legenda: Letras diferentes correspondem a diferença estatística. Letras maiúsculas são referentes a comparação na mesma coluna e letras minúsculas são referentes a comparação na mesma linha.

Fonte: Elaborado pelo autor.

## 5.2 Capacidade de manutenção da pré-carga

Com relação à capacidade de manutenção da pré-carga (Tabela 2), a análise estatística demonstrou que a base de titânio cimentada apresentou significativamente ( $p = 0,000$ ) maior capacidade de manter o torque (88,4%) do que a base de titânio acoplada (81,5%). A fadiga cíclica também foi significativa ( $p = 0,000$ ) para diminuir o torque (em 7,7%), mas sem interação com o fator tipo base de titânio ( $p = 0,080$ ).

Tabela 2 - Média e desvio padrão da pré-carga mensurado (N.cm) para cada grupo

Capacidade de manutenção da pré-carga		
	Torque de remoção do inicial	Torque final após fadiga
Cimentado	$26,53 \pm 0,90^B$	$19,79 \pm 2,18^B$
Acoplado	$24,45 \pm 2,62^A$	$15,95 \pm 2,66^A$

Legenda: Letras diferentes correspondem a diferença estatística. Letras maiúsculas são referentes a comparação na mesma coluna e letras minúsculas são referentes a comparação na mesma linha.

Fonte: Elaborado pelo autor.

## 5.3 Teste de carga compressiva

Para a carga máxima para fratura (Tabela 3), a análise estatística demonstrou que o fator tipo de base de titânio foi significativa ( $p = 0,001$ ). Assim, o grupo cimentado apresentou valores médios mais elevados ( $451,3 \pm 54,16N$ ) que o grupo acoplado ( $390,8 \pm 50,31N$ ). As amostras foram analisadas quanto ao perfil de falha em microscópio óptico (Figuras 22 e 23).

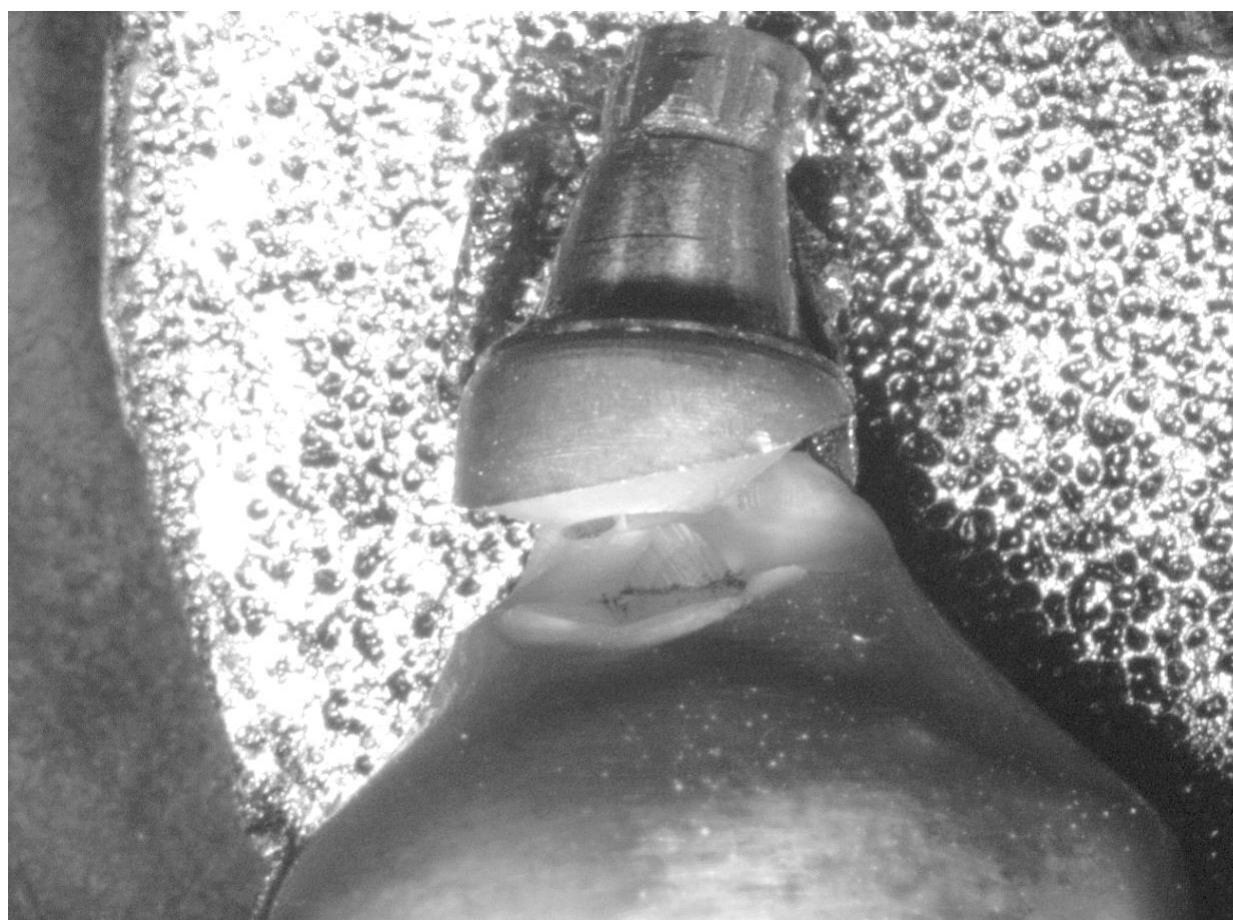
Tabela 3 - Média e desvio padrão da carga pra fratura (N) para cada grupo

Carga para fratura	
Cimentado	451.3 ±54.16 <sup>B</sup>
Acoplado	390.8± 50.31 <sup>A</sup>

Legenda: Letras diferentes correspondem a diferença estatística.

Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 22 – Amostra fraturada do grupo acoplado recoberta por ouro para realização da microscopia eletrônica de varredura



Legenda: Aumento de 7.5x em microscópio óptico.

Fonte: Elaborado pelo autor.

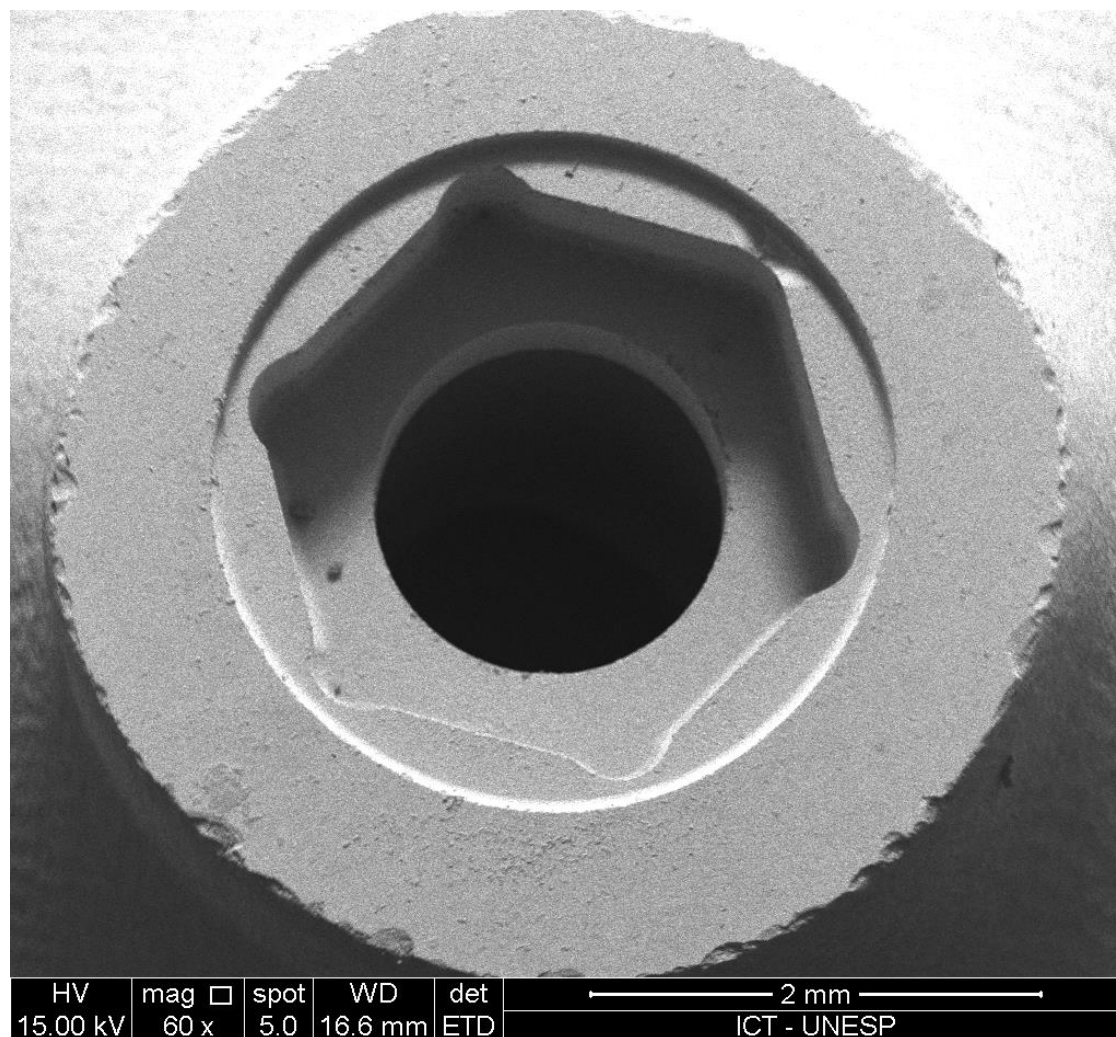
Figura 23 – Amostra fraturada do grupo cimentado recoberta por ouro para realização da microscopia eletrônica de varredura



Legenda: Aumento de 7.5 x em microscópio óptico.  
Fonte: Elaborado pelo autor.

Os perfis de falha de ambos os grupos estão representados nas micrografias do MEV. 100% das restaurações do grupo acoplado falharam na restauração (Figuras 24-27) e 100% das restaurações do grupo cimentado falharam no parafuso (Figuras 28A a 28 D).

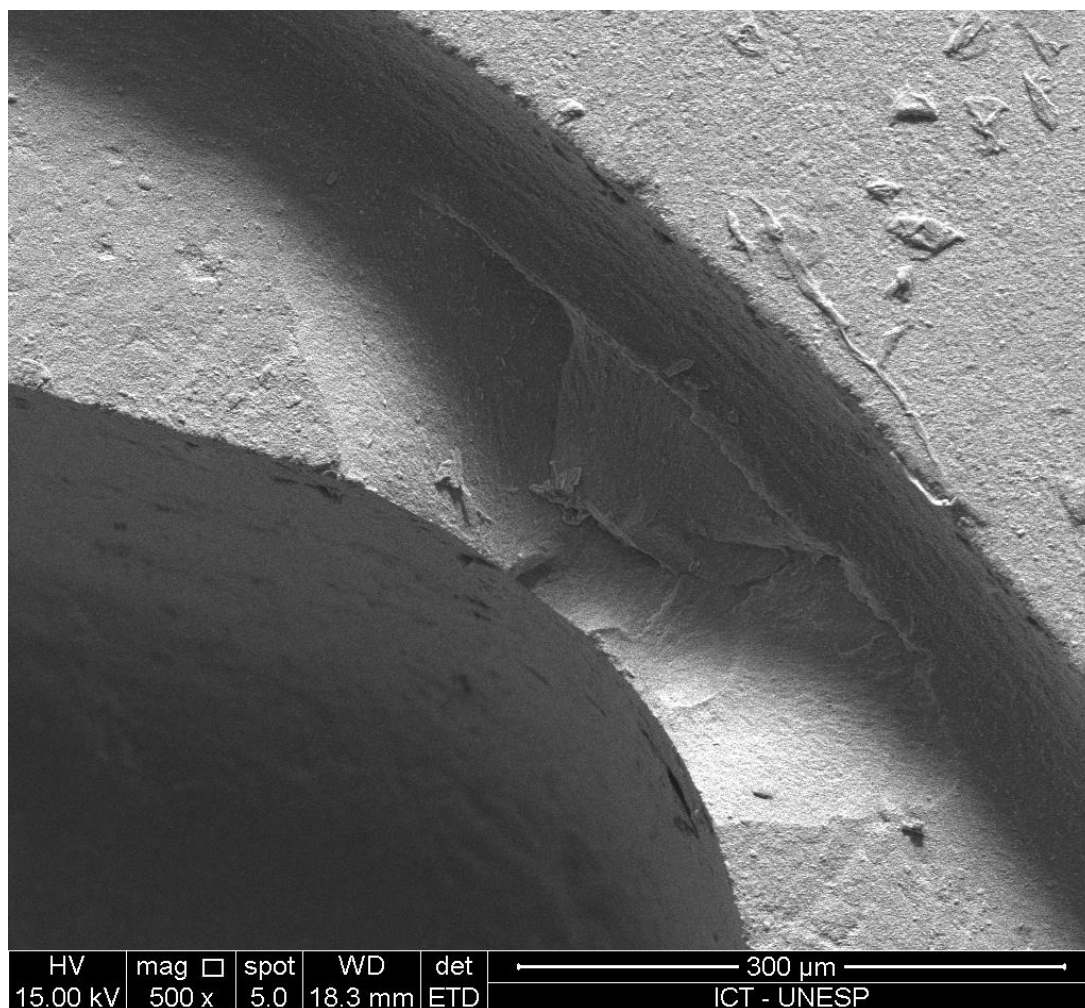
Figura 24 – Vista da superfície inferior de uma restauração do grupo acoplado após o envelhecimento mecânico



Legenda: Aumento de 60x em MEV.  
Fonte: Elaborado pelo autor.



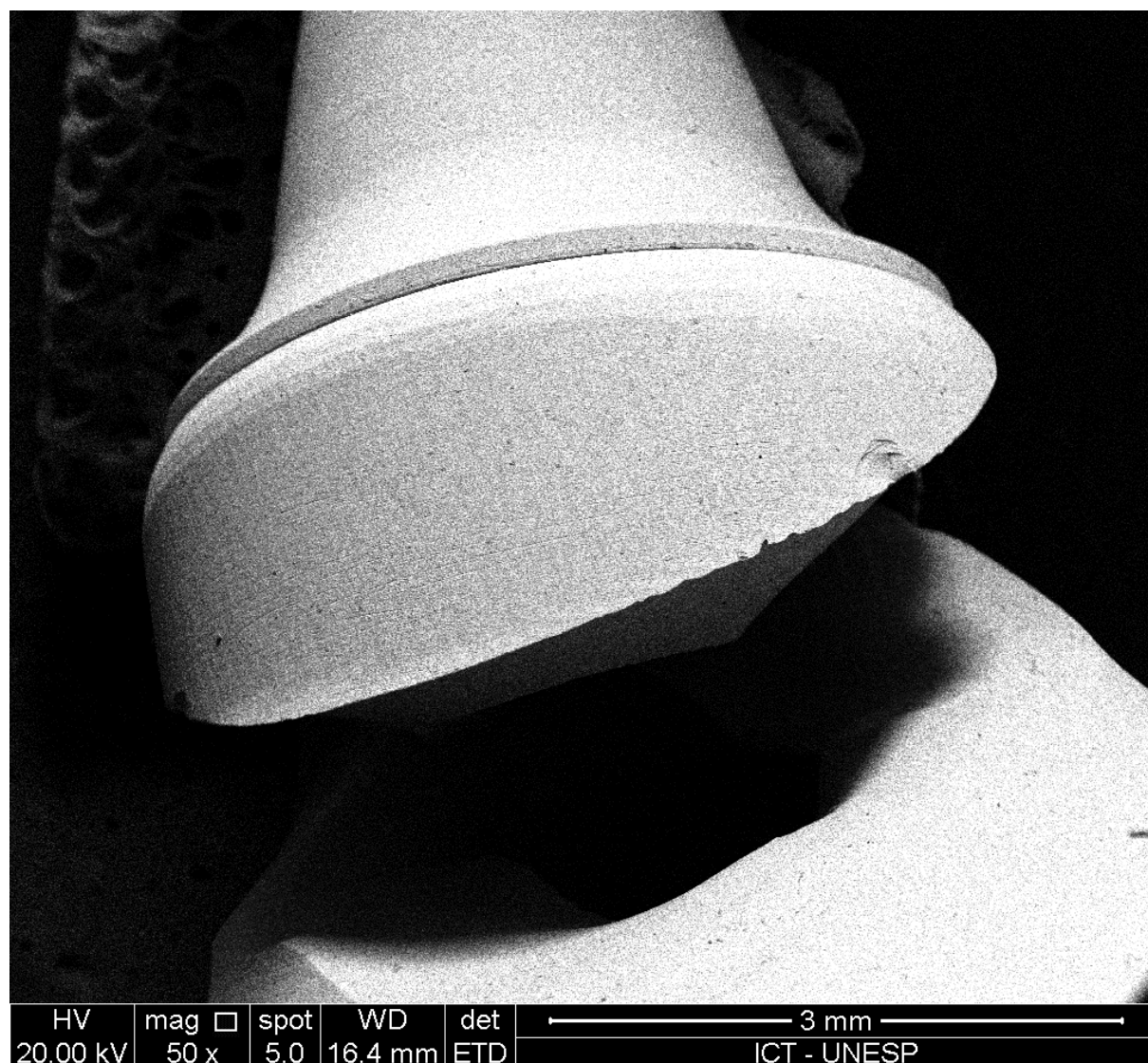
Figura 25 – Vista da superfície inferior de uma restauração do grupo acoplado, na região de um dos ângulos do hexágono interno, após o envelhecimento mecânico



Legenda: Aumento de 500x em MEV

Fonte: Elaborado pelo autor.

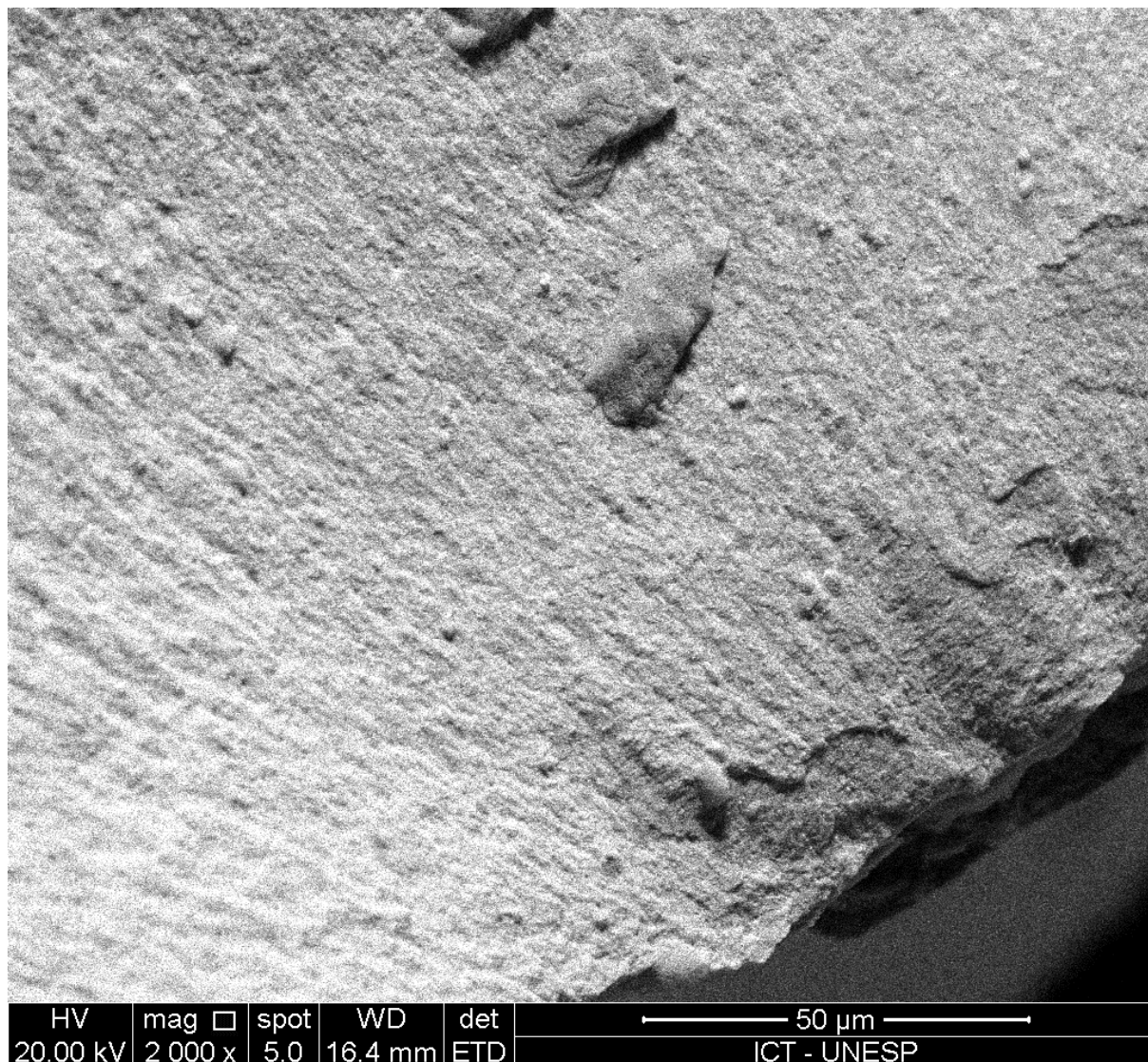
Figura 26 - Vista da superfície externa de uma restauração do grupo acoplado após o teste de carga compressiva



Legenda: Aumento de 60x em MEV

Fonte: Elaborado pelo autor.

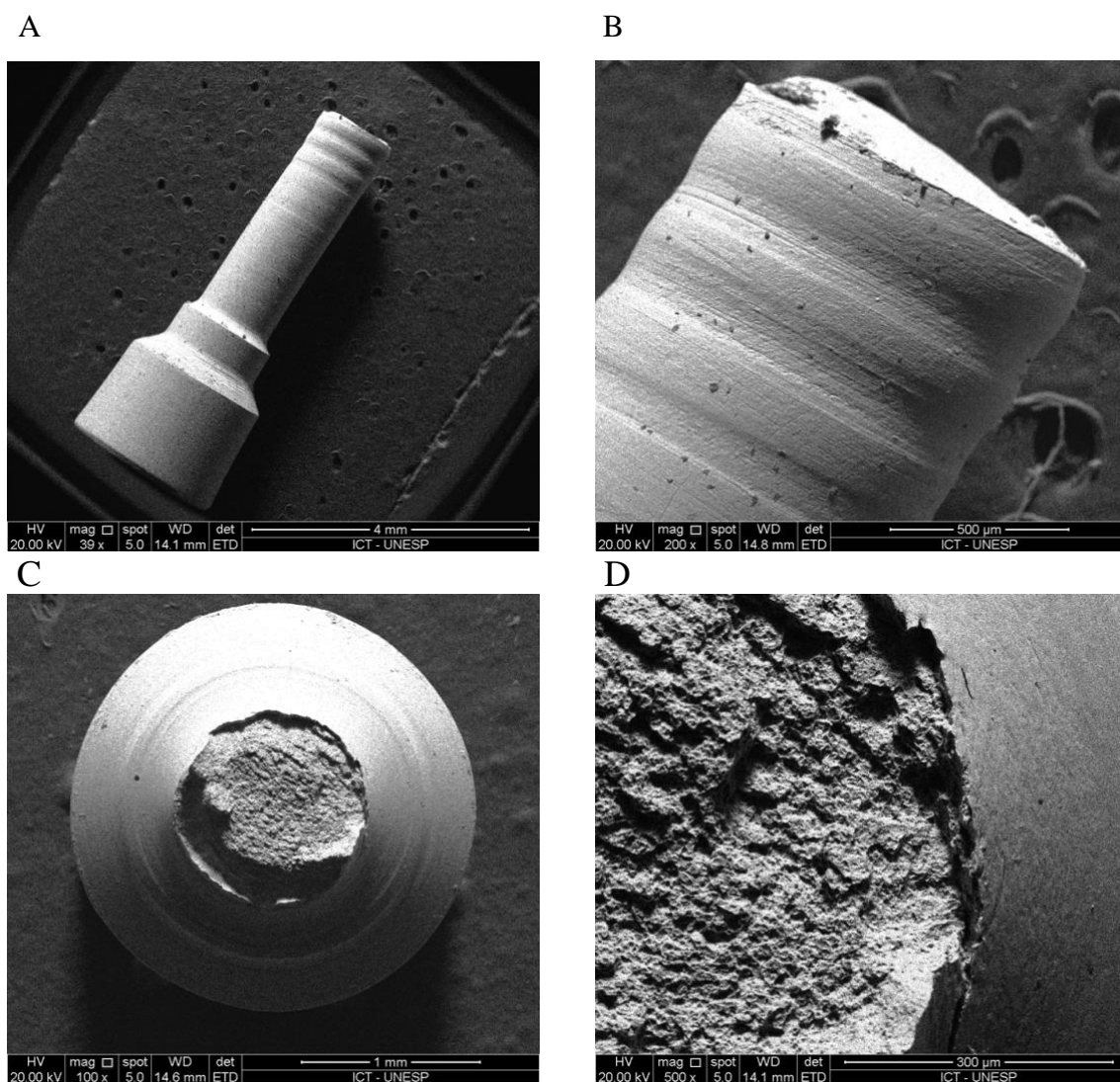
Figura 27 – Vista da superfície externa de uma restauração do grupo acoplado após o envelhecimento mecânico



Legenda: Região da possível origem da fratura Aumento de 500<sup>x</sup> em MEV.

Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 28 – Perfis de falhas dos grupos acoplados e cimentados



Legendas: a) vista da superfície externa do parafuso protético do grupo cimentado após o envelhecimento mecânico. Aumento de 40<sup>x</sup> em MEV; b) vista da superfície externa do parafuso protético do grupo cimentado após o envelhecimento mecânico. Aumento de 200<sup>x</sup> em MEV; c) vista da superfície inferior do parafuso protético do grupo cimentado após o envelhecimento mecânico. Aumento de 100<sup>x</sup> em MEV; D - vista da superfície inferior do parafuso protético do grupo cimentado após o envelhecimento mecânico. Aumento de 500<sup>x</sup> em MEV.

Fonte: Elaborado pelo autor.

## 5.4 Análise de elementos finitos

A simulação da análise por elementos finitos mostrou que ambas as modalidades apresentaram distribuição de tensão similar na superfície externa da restauração e nas roscas do implante (Figuras 29 e 30).

Ao analisar a superfície do sulco da restauração, é possível notar que o grupo acoplado apresenta mais cores vermelhas no mapa de tensões colorimétricas. Como a escala numérica é a mesma para ambos resultados, isso significa maior magnitude de tensões no grupo acoplado em comparação com o grupo cimentado (Figura 29). Para o parafuso protético, o grupo cimentado apresentou mais áreas tensionadas na cabeça do parafuso e nas roscas, sugerindo maior probabilidade de falha nessa área (Figura 30). A base de titânio para ambos os grupos apresentou maior concentração de tensão na conexão interna, com distribuição similar entre eles (Figura 30). Os resultados do pico de tensão foram expostos na Tabela 4.

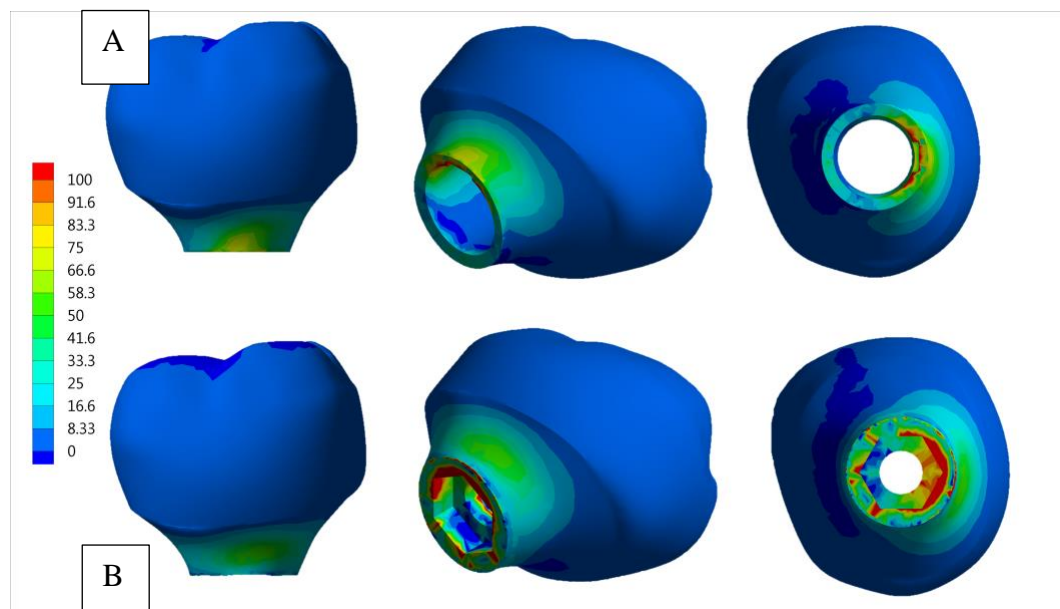
Tabela 4 - Picos de tensão para cada estrutura analisada em ambos os grupos

	Picos de tensão (MPa)			
	Implante Roscas interna)	Restauração (Perfil de emergência)	Parafuso protético (Primeira rosca)	Base de titânio (Superfície externa da conexão)
Cimentado	115.1	88.2	121.2 MPa	103.1
Acoplado	114.5	99.8	115 Mpa	103.3

Legenda: Diferenças maiores do que 10% para a mesma estrutura são assumidos como diferentes.

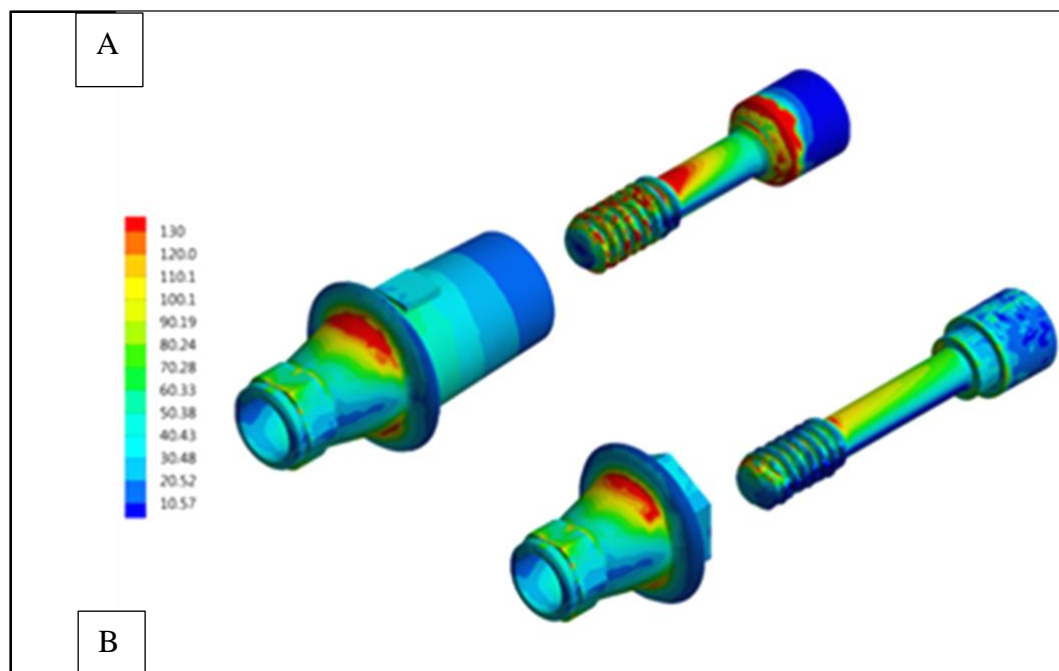
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 29 – Distribuição de tensões



Legenda: Tensão Máxima Principal na restauração protética para o grupo cimentado (A) e acoplado (B).  
Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 30 – Distribuição de tensões



Legenda: Von-Mises no parafuso protético e base de titânio para o grupo cimentado (A) e acoplado (B).  
Fonte: Elaborado pelo autor.

## 6 DISCUSSÃO

Baseado nos resultados, a hipótese nula foi negada porque as diferentes modalidades das bases de titânio influenciaram significativamente nos resultados. A literatura relata que o uso de uma base de titânio para a fixação da restauração permite o uso de blocos CAD / CAM para fazer restaurações sobre implantes retidos por parafusos (Dano et al., 2018). Apesar disso, os resultados mostraram que o sucesso ou a falha da restauração está diretamente associado à união entre a base de titânio e a restauração (Figuras 29 e 30). Estudos anteriores demonstraram que o desempenho da base de titânio pode modificar a vida à fadiga da prótese sobre implante (Prados-Privato et al., 2016). Além disso, há relatos afirmando que o material cerâmico que é cimentado na base de titânio também pode influenciar a resposta biomecânica durante uma simulação de carga mastigatória (Tribst et al., 2018a).

É possível notar que o grupo cimentado apresentou desajuste menor que o grupo acoplado. Esse resultado pode ser justificado, pelo fato de que não existe um ajuste passivo entre cerâmica / base de titânio para a modalidade acoplada, dificultando a garantia do completo assentamento da peça. Entretanto, o grupo cimentado possui um espaço interno de usinagem maior, que permite que o cimento flua durante a pressão aplicada, permitindo que a fotoativação seja realizado somente após a verificação do perfeito assentamento da posição final da restauração.

Vale ressaltar que o desajuste vertical não é uniforme em todo o diâmetro do pilar e que seu valor não corresponde à adaptação interna (Rodrigues et al., 2017a). Apesar disso, é um fator importante a ser analisado, pois está relacionado ao maior acúmulo de infiltração bacteriana nessa região (Tribst et al., 2018b). O grupo cimentado não apresentou alteração significativa no seu desajuste vertical, demonstrando integridade da cimentação adesiva, enquanto o grupo acoplado

diminuiu seu valor de desajuste vertical, provavelmente devido ao encaixe da restauração durante a fadiga. A mudança no desajuste vertical entre a restauração e a base de titânio do grupo acoplado é preocupante, uma vez que pequenas modificações podem modificar os contatos oclusais do paciente (Costa et al., 2018; Assaf M et al., 2014).

A manutenção do torque da restauração é uma das principais preocupações do dentista (Tribst et al., 2018b). Uma restauração que permanece estável sobre o implante promove um bom epitélio juncional no tecido peri-implantar, essencial para a saúde e a longevidade da restauração do implante (Berglundh et al., 2018). Além disso, um afrouxamento do parafuso pode permitir instabilidade da restauração, modificar os contatos oclusais, a distribuição do estresse e levar a complicações como fraturas do parafuso (Tribst et al., 2018b). Todos esses fatores são adicionados ao desconforto relatado pelo paciente. O grupo cimentado demonstrou capacidade superior de atenuar o efeito da fadiga cíclica no torque do parafuso, sugerindo que essa modalidade de restauração é mais previsível que o grupo acoplado.

A carga até a falha nas restaurações mostrou que o grupo cimentado apresentou valor médio superior. O padrão de fratura de todas as amostras do grupo cimentado consistiu em falhas catastróficas no colo protético do parafuso, corroborando com estudos anteriores sobre pilares convencionais (Zipprich H et al., 2018). No grupo acoplado, todas as falhas ocorreram na região cervical da restauração, no perfil de emergência. Ambos os padrões de falha corresponderam a regiões com alta concentração de tensão de tração na simulação de elementos finitos realizada neste estudo.

A altura da base de titânio entre 2,5 mm e 4 mm é relatada como não tendo influência na retenção da posição da restauração (Silva et al., 2018). Esses dados não estão disponíveis na literatura para o grupo acoplado. Restaurações monolíticas de zircônia na base de titânio são capazes de resistir às cargas



mastigatórias (Elshiyab et al., 2018a, 2018b). O uso de um componente híbrido de zircônia associado a uma restauração de zircônia (Tribst et al., 2018a; Elshiyab et al., 2018a, 2018b). permite a fabricação de uma restauração sem orifício de acesso ao parafuso com 100% de sobrevivência, (Elshiyab et al., 2018a) e as restaurações monolíticas do presente estudo apresentaram 100% de sobrevivência na fadiga cíclica. (Elshiyab et al., 2018a) fatigaram as restaurações durante 1,2 milhão de ciclos mecânicos com carga de 50 N, enquanto nosso método utilizou 2 milhões de ciclos com 200 N de carga. Além disso, a carga no presente estudo foi aplicada obliquamente, seguindo as recomendações da norma ISO 14801, e não axialmente como no método de Elshiyab et al., 2018a. Os valores para fraturar as restaurações de zircônia cimentada na base de titânio do estudo Elshiyab excederam 1000 N, enquanto os resultados aqui apresentados atingiram o máximo de 450N.

Ao comparar restaurações de zircônia feitas em duas ou uma peça, é possível notar que não há diferença significativa para a sobrevivência entre ambas quando cimentadas em bases de titânio com 3 mm de altura (Nouh et al., 2018) Da mesma forma, o uso de restaurações de duas camadas resulta em menor carga a fratura quando comparada às restaurações monolíticas de zircônia na mesma base de titânio (Elshiyab et al., 2018b). Ao analisar diferentes protocolos para fabricar restaurações de zircônia suportadas por implantes, a literatura relata valores de carga de fratura de 450 N quando foi utilizada uma base de titânio e 250 N para restaurações de zircônia com conexões UCLA (Moilanen et al., 2018). Esses valores de carga até a falha, corroboram com os valores encontrados no presente estudo, pois são semelhantes aos valores encontrados para o grupo cimentado (450 N).

A desadaptação marginal no presente estudo foi medida antes e após a fadiga cíclica (Tribst et al., 2018b). A literatura mostra que restaurações de zircônia cimentadas em uma base de titânio apresentaram maior desajuste vertical do que a zircônia usada diretamente sobre os implantes (Moilanen et al., 2018).

No presente estudo, verificou-se que os valores de desadaptação da zircônia com a base de titânio dependem de como as duas partes foram mantidas em posição. Entretanto, em comparação com os valores encontrados na literatura, ambos os métodos de conexão com a base de titânio ainda apresentam menos desadaptação vertical do que as interfaces metálicas fundidas (Rodrigues et al., 2017) e maior desadaptação que as interfaces metálicas fresadas (Tribst et al., 2018b).

A quantidade de afrouxamento do torque após a fadiga cíclica pode estar relacionada à concentração de tensão no aperto do parafuso durante a dissipação das cargas mastigatórias e com a desadaptação vertical (Tribst et al., 2018b). Ao verificar a resposta à tensão calculada pelo método dos elementos finitos, pode-se observar que o grupo acoplado apresentou menos tensão no parafuso que o grupo cimentado. Isso pode ser explicado devido à desadaptação vertical e não apenas à distribuição de tensões.

A distribuição da tensão mostrou que a região tensionada nas restaurações era semelhante, mas com diferentes picos de tensão (Tabela 2). O grupo cimentado também apresentou menor concentração de tensão na superfície da acoplagem da restauração, o que sugere menor probabilidade de falha nessa região em comparação com o grupo acoplado. A camada de cimento provavelmente não permitiu maior concentração de tensão devido ao seu módulo elástico mais baixo em comparação com o grupo acoplado. Esse resultado pode ser complementado por um trabalho anterior que demonstrou que a camada de cimento absorve parte da distribuição de tensões nas restaurações cimentadas em uma base de titânio (Tribst et al., 2018a). Finalmente, é importante notar que este é um estudo *in vitro* sem todas as variáveis que são presentes no ambiente oral, tais como: variações de pH, temperatura e umidade capazes de modificar a superfície da zircônia (Dal Piva et al., 2018). Este trabalho também não avaliou diferentes conexões protéticas e considerou os modelos geométricos homogêneos na análise

computacional. Essas variáveis podem ser ainda mais investigadas para melhorar esses resultados.

## 7 CONCLUSÃO

A partir das limitações deste estudo, é possível concluir que a presença de uma camada de cimento entre a restauração de zircônia e uma base de titânio reduziu a suscetibilidade ao afrouxamento do torque do parafuso protético, melhorou a resistência à carga compressiva e reduziu a concentração de tensões na restauração.

## REFERÊNCIAS\*

Abrahamsson I, Berglundh T, Glantz PO, Lindhe J. The mucosal attachment at different abutments. An experimental study in dogs. *J Clin Periodontol.* 1998; 25(9):721 –7.

Aboyoussef H, Weiner S, Ehremberg D. Effect of an antirotation resistance form on screw loosening for single implant-supported crowns. *J Prosth Dent.* 2000;83(4):450–5. doi: 10.1067/mpr.2000.105687.

Aboushelib MN, Matinlinna JP, Salameh Z, Ounsi H. Innovations in bonding to zirconia-based materials: Part I. *Dent Mater.* 2008; Sep;24(9):1268-72. doi:10.1016/j.dental.2008.02.010.

Adatia ND, Bayne SC, Cooper LF, Thompson JY. Fracture resistance of yttria-stabilized zirconia dental implant abutments. *J Prosthodont.* 2009;18(1):17-22. doi-org.ez87.periodicos.capes.gov.br/10.1111/j.1532-849X.2008.00378.x.

Akour SN, Fayyad MA, Nayfeh JF Finite element analyses of two antirotational designs of implant fixtures. *Implant Dentistry.* 2005;14(1): 77–81. doi: 10.1097/01.id.0000156388.73638.a7.

Aktas G, Yerlikaya H, Akca k. Mechanical failure of endocrowns manufactured with different ceramic materials: An In Vitro Biomechanical Study. *J Prosthodont.* 2016:1-7. doi: 10.1111/jopr.12499.

Alkan I, Sertgöz A, Ekici B. Influence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implant screws. *J Prosthet Dent.* 2004;91(4):319-25. doi: 10.1016/j.prosdent.2004.01.016.

Amaral M, Cesar PF, Bottino MA, Lohbauer U, Valandro LF. Fatigue behavior of Y-TZP ceramic after surface treatments. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2016 Apr;57:149-56. doi: 10.1016/j.jmbbm.2015.11.042.

\* Baseado em: International Committee of Medical Journal Editors Uniform Requirements for Manuscripts Submitted to Biomedical journals: Samples References [internet] Bethesda: US NLM; c2003 [cited 2019 Jan 2019] U S National Library of Medicine; [about 6 p.]. Available from: [http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform\\_requirements.html](http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html)

Amorfini L, Storelli S, Mosca D, Scanferla M, Romeo E. Comparison of cemented vs screw-retained, customized computer-aided design/computer-assisted manufacture zirconia abutments for esthetically located single-tooth implants: a 10-year randomized prospective study. *Int J Prosthodont*. 2018;31:359–66.

Anami LC, Lima JM, Valandro LF, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ, Bottino MA. Fatigue resistance of Y-TZP/Porcelain crowns is not influenced by the conditioning of the intaglio surface. *Oper Dent*. 2016 Jan-Feb;41(1):E1-12. doi: 10.2341/14-166-L.

Andrade AO, Silva IVS, Vasconcelos MG, Vasconcelos RG. Cerâmicas odontológicas: classificação, propriedades e considerações clínicas. *Salusvita*. 2017;36(4):1129-52.

Andreiuolo RF, Sabrosa CE, Dias KR. Dual-scan technique for the customization of zirconia computer-aided design/computer-aided manufacturing frameworks. *Eur J Dent*. 2013 Sep;7(Suppl 1):S115-8. doi : 10.4103/1305-7456.119088.

Araújo AMM, Januário ABDN, Moura DMD, Tribst JPM, Özcan M, Souza ROA. Can the application of multi-mode adhesive be a substitute to silicized/silanized Y-TZP ceramics? *Braz Dent J*. 2018 May-Jun;29(3):275-81. doi.org/10.1590/0103-6440201801862.

Assaf M, Gharbyeh AZA. Screw-retained crown restorations of single implants: A step-by-step clinical guide. *Eur J Dent* 2014;8:563–570. doi: 10.4103/1305-7456.143645

Assenza B, Scarano A, Leghissa G, Carusi G, Thams U, Roman F, et al. Screw- vs cement- implant-retained restorations: An experimental study in the beagle. Part 1. Screw and abutment loosening. *J Oral Implantol*. 2005;5:242–6.

Atsu SS, Kilicarslan MA, Kucukesmen HC, Aka PS. Effect of zirconium-oxide ceramic surface treatments on the bond strength to adhesive resin. *J Prosthet Dent*. 2006;95:430-6. doi:10.1016/j.prosdent.2006.03.016.

Barchetta NF. Protocolo para sinterização de zircônia odontológica por energia de micro-ondas [tese]. São José dos Campos (SP): Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia; 2015

Belo YD, Sonza QN, Borba M, BonaAD. Zircônia tetragonal estabilizada por ítria: comportamento mecânico, adesão e longevidade clínica. *Cerâmica* 2013;59:633-9.

Benzing UR, Gall H, Weber H. Biomechanical aspects of two different implant-prosthetic concepts for edentulous maxillae. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:188–198.

Berglundh T, Persson L, Klinge B: A systematic review of the incidence of biological and technical complications in implant dentistry reported in prospective longitudinal studies of at least 5 years. *J Clin Periodontol.* 2002; 29(Suppl. 3):197–212.

Berglundh T, Armitage G, Araujo MG, Avila-Ortiz G, Blanco J, Camargo PM, et al. Peri-implant diseases and conditions: consensus report of workgroup 4 of the 2017 World Workshop on the Classification of Periodontal and Peri-Implant Diseases and Conditions. *J Clin Periodontol.* 2018;45(20):286-91. doi: 10.1111/jcpe.12957.

Bernardes RB, Araujo CA, Fernandes AJ, Simamoto P, Neves FD. Photoelastic analysis of stress patterns from different implant-abutment interfaces. *Int J Oral Maxillofac. Implants* 2009;24(5):781–9.

Bertolini Mde M, Kempen J, Lourenco EJ, Telles Dde M. The use of CAD/CAM technology to fabricate a custom ceramic implant abutment: A clinical report. *J Prosthet Dent.* 2014;111(5):362-6.

Bidra AS, Rungruanganunt P. Clinical outcomes of implant abutments in the anterior region: a systematic review. *J Esthetic Restor Dent.* 2013;25(3):159-76. doi: 10.1111/jerd.12031.

Bonfante EA, Coelho PG, Navarro JM Jr, Pegoraro LF, Bonfante G, Thompson VP, et al. Reliability and failure modes of implant-supported Y-TZP and MCR three unit bridges. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2010;12(3):235-43. doi: 10.1111/j.1708-8208.2009.00156.x.

Bonfante EA, Coelho PG. A critical perspective on mechanical testing of implants and prostheses. *Adv Dent Res.* 2016 Mar;28(1):18-27. doi: 10.1177/0022034515624445.

Bottino A, Rocha RFV, Anami LC, Özcan M, Melo RM. Fracture of zirconia abutment with metallic insertion on anterior single titanium implant with internal hexagon: retrieval analysis of a failure. *Eur Prosthodont Restor Dent*. 2016;(24):164-8. doi: 10.1922/EJPRD\_01556Bottino05.

Brodbeck URS. The ZiReal Post: a new ceramic implant abutment. *J Esthet Restor Dent*. 2003;15(1):10-23.

Butz F, Heydecke G, Okutan M, Strub JR. Survival rate, fracture strength and failure mode of ceramic implant abutments after chewing simulation. *J Oral Rehabil*. 2005 Nov;32(11):838-43.

Çaglar A, Bal BT, Karakoca S, Aydın C, Yılmaz H, Sarısoy S. Three-dimensional finite element analysis of titanium and yttrium-stabilized zirconium dioxide abutments and implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2011;26:961–969.

Canullo L, Caneva M, Tallarico M. Ten-year hard and soft tissue results of a pilot double-blinded randomized controlled trial on immediately loaded post-extractive implants using platform-switching concept. *Clin Oral Implants Res*. 2017;28:1195–203. doi: 10.1111/clr.12940.

Caricasulo R, Malchiodi L, Ghensi P, Fantozzi G, Cucchi A. The influence of implant-abutment connection to peri-implant bone loss: a systematic review and meta-analysis. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2018;00:1–12. doi: 10.1111/cid.12620.

Carvalho MA, Sotto-Maior BS, Cury AADB, Henrique GEP. Effect of platform connection and abutment material on stress distribution in single anterior implant-supported restorations: a nonlinear 3-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent*. 2014;112(5):1096-102.

Chevalier J, Gremillard L, Virkar AV, Clarke DR. The tetragonal-monoclinic transformation in zirconia: lessons learned and future trends. *J Am Ceram Soc*. 2009;92(9):1901-20. doi: 10.1111/j.1551-2916.2009.03278.x.

Cho SC, Small PN, 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. doi: 10.1097/01.id.0000140459.87333.f8.



Coppedè AR, Bersani E, de Mattos Mda G, Rodrigues RC, Sartori IA, Ribeiro RF. Fracture resistance of the implant–abutment connection in implants with internal hex and internal conical connections under oblique compressive loading: an in vitro study. *Int J Prosthodont*. 2009;22(3):283–6. doi: [org.ez87.periodicos.capes.gov.br/10.1111/j.1600-0501.2008.01690.x](https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2008.01690.x).

Costa VLS, Tribst JPM, Uemura ES, de Moraes DC, Borges ALS. Influence of thickness and incisal extension of indirect veneers on the biomechanical behavior of maxillary canine teeth. *Restor Dent Endod*. 2018;43:e48. doi: [10.5395/rde.2018.43.e48](https://doi.org/10.5395/rde.2018.43.e48)

Dal Piva AMO, Carvalho RLA, Lima AL, Bottino MA, Melo RM, Valandro LF. Silica coating followed by heat-treatment of MDP-primer for resin bond stability to yttria-stabilized zirconia polycrystals. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2019 Jan;107(1):104-11. doi: [10.1002/jbm.b.34100](https://doi.org/10.1002/jbm.b.34100).

Dal Piva A, Contreras L, Ribeiro FC, Anami LC, Camargo S, Jorge A, et al. Monolithic ceramics: effect of finishing techniques on surface properties, bacterial adhesion and cell viability. *Oper Dent*. 2018 May/Jun;43(3):315-25. doi: [10.2341/17-011-L](https://doi.org/10.2341/17-011-L).

Dal Piva AM, Tribst JP, Gondim LD, Ribeiro IL, Campos F, Arata A, et al. Y-TZP surface behavior under two different milling systems and three different accelerated aging protocols. *Minerva Stomatol*. 2018;67(6):237-45. doi: [10.23736/S0026-4970.18.04138-9](https://doi.org/10.23736/S0026-4970.18.04138-9)

Dano D, Stiteler M, Giordano R. Prosthetically driven computer-guided implant placement and restoration using CEREC: a case report. *Compend Contin Educ Dent*. 2018;39(5):311-7.

Eckfeldt A, Carlsson GE, Borjesson G. Clinical evaluation of single-tooth restorations supported by osseointegrated implants: a retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1994;9:179-83.

El-Demanhoury HM, Haj-Ali RN, Platt JA. Fracture resistance and microleakage of endocrowns utilizing three CAD-CAM Blocks. *Operat Dent*. 2015;40(2):201-10. doi: [10.2341/13-143-L](https://doi.org/10.2341/13-143-L).

Elshiyab SH, Nawafleh N, Walsh L, George R. Fracture resistance and survival of implant-supported, zirconia-based hybrid-abutment crowns: influence of aging and crown structure. *J Invest Clin Dent*. 2018a;e12355. doi: 10.1111/jicd.12355.

Elshiyab SH, Nawafleh N, Öchsner A, George R. Fracture resistance of implant-supported monolithic crowns cemented to zirconia hybrid-abutments: zirconia-based crowns vs. lithium disilicate crowns. *J Adv Prosthodont*. 2018b;10:65-72. doi.org/10.4047/jap.2018.10.1.65.

Fischer H, Marx R. Fracture toughness of dental ceramics: comparison of bending and indentation method. *Den Mater*. 2002;18(1)12-19.

Foong JKW, Judge RB, Palamara JE, Swain MV. Fracture resistance of titanium and zirconia abutments: an in vitro study. *J Prosthet Dent*. 2013;109:304-12.  
Gardner DM. Platform switching as a means to achieving implant esthetics. *The N Y State Dent J*. 2005;71:34-7.

Gehrke P, Johannson D, Fischer C, Stawarczyk B, Beuer F. In vitro fatigue and fracture resistance of one and two piece cad/cam zirconia implant abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2015;30:546-54.

Gomes AL, Montero J. Zirconia implant abutments: a review. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2011;16(1):50-5. doi:10.4317/medoral.16.e50.

Goodacre CJ, Kan J, Rungcharassaeng K. Clinical complications of osseointegrated implants. *J Prosthet Dent*. 1999;81:537-52.

Hannink RHJ, Kelly PM, Muddle BC. Transformation toughening in zirconia-containing ceramics. *J Am Ceram Soc*. 2000;83(3): 461-87.

Ichikawa Y, Akagawa Y, Nikai H, Tsuru H. Tissue compatibility and stability of a new zirconia ceramic in vivo. *J Prosthet Dent*. 1992;68:322-6.

Ishikawa-Nagai S, Da Silva JD, Weber HP, Park SE. Optical phenomenon of peri-implant soft tissue. Part II. Preferred implant neck color to improve soft tissue esthetics. *Clin Oral Implants Res*. 2007;18:575-80. doi: 10.1111/j.1600-0501.2007.01390.x.

Jaime APG, Vasconcellos DK, Mesquita AMM, Kimpara ET, Bottino MA. Effect of cast rectifiers on the marginal fit of UCLA abutments. *J Appl Oral Sci*. 2007;15(3):169-74. doi.org/10.1590/S1678-77572007000300004.

Jarman JM, Hamallan T, Randl AP. Comparing the fracture resistance of alternatively engineered zirconia abutments with original equipment manufactured abutments with different implant connection designs. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 2017;32(5):992-1000.

Jemt T, Lekholm U, Grondahl K. A 3-year follow up study of early single implant restorations ad modum Branemark. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 1990;10(5):341-9.

Josset Y, Oum'Hamed Z, Zarrinpour A, Lorenzato M, Adnet J, Laurent- Maquin D. In vitro reactions of human osteoblasts in culture with zirconia alumina ceramics. *J Biomed Mater Res.* 1999;47:481-93.

Kaweewongprasert P, Phasuk K, Levon JA, Eckert GJ, Feitosa S, Valandro LF, et al. Fatigue Failure load of lithium disilicate restorations cemented on a chairside titanium-base. *J Prosthodont.* 2018;25:1-9. doi: 10.1111/jopr.12911.

Kern M, Wegner SM. Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dent Mater.* 1998;14:64-71.

Kern M, Swift EJ Jr. Bonding to zirconia. *J Esthet Restor Dent.* 2011 Apr;23(2):71-2. doi: 10.1111/j.1708-8240.2011.00403.x.

Kerstein RB, Radke J. A comparison of fabrication precision and mechanical reliability of 2 zirconia implant abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2008;23:1029–36.

Kim JS, Raigrodski AJ, Flinn BD, Rubenstein JE, Chung KH, Mancl LA. In vitro assessment of three types of zirconia implant abutments under static load. *J Prosthet Dent.* 2013;109:255-63.

Klotz MW, Taylor TD, Goldberg AJ. Wear at the titanium-zirconia implant-abutment interface: a pilot study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011;26(5):970-5.

Koutouzis,T, Gholami,F, Reynolds J, Lundgren T, Kotsakis G. Abutment disconnection /reconnection affects peri-implant marginal bone levels: A meta-analysis. *Int J OralMaxillofac Implants.* 2017;32(3):575-81. doi: 10.11607/jomi.5367.

Kurbad A, Kurbad S. CAD/CAM-based implant abutments. *Int J Comput Dent.* 2013;16:125–141.

Linkevicius T, Vaitelis J. The effect of zirconia or titanium as abutment material on soft peri- implant tissues: A systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2015;26(Suppl 11):139–47. doi: 10.1111/clr.12631.

Lüthy H, Loeffel O, Hammerle CH. Effect of thermocycling on bond strength of luting cements to zirconia ceramic. *Dent Mater.* 2006;22:195-200. doi: 10.1016/j.dental.2005.04.016.

Maeda Y, Satoh T, Sogo M. In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant-abutment connections: a short communication. *J Oral Rehabil.* 2006;33:75-8.

Mainjot AK, Schajer GS, Vanheusden AJ, Sadoun MJ. Residual stress in veneering ceramic by hole drilling. *Dent Mat.* 2010;27(5):439-44. doi: 10.1016/j.dental.2010.12.002.

Martins LM, Lorenzoni FC, Farias BC, Lopes LDS Bonfante G, Rubo JH. Comportamento biomecânico das cerâmicas odontológicas: revisão. *Cerâmica.* 2010;(56):148-55.

Mizuno K, Torosian A, Jivraj S. *Laboratory Fabrication of Full-Arch Implant-Suppotted Restorations.* Springer International Publishing AG 2018. S.Jivraj(ed), *Graftless Solutions for the Edentulous Patient, BDJ Clinician's Guides.* doi.org/10.1007/978-3-319-65858-2\_13.

Moilanen P, Hjerppe J, Lassila LVJ, Närhi TO. Fracture strength and precision of fit of implant-retained monolithic zirconia crowns. *J Oral Implantol.* 2018;44:330-4. doi: 10.1563/aaid-joi-D-17-00249. Epub 2018 May 15.

Nakamura K, Kanno T, Milleding P, Ortengren U. Zirconia as a dental implant abutment material: a systematic review. *Int J Prosthodont.* 2010; 23(4): 299–309.

Noritomi PY, da Silva JL, Dellai RA, Fiorentino A, Giorleo L, Ceretti E. Virtual modeling of a female pelvic floor and hypothesis for simulating biomechanical behavior during natural delivery. *Procedia CIRP.* 2013;5:300-4. doi:10.1016/j.procir.2013.01.059.

Nothdurft FP, Fontana D, Ruppenthal S, May A, Aktas C, Mehraein Y. et al. Differential behavior of fibroblasts and epithelial cells on structured implant abutment materials: A comparison of materials and surface topographies. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2015;17(6):1237-49. doi: 10.1111/cid.12253.

Nouh I, Kern M, Sabet AE, Aboelfadl AK, Hamdy AM, Chaar MS. Mechanical behavior of posterior all-ceramic hybrid-abutment-crowns versus hybrid-abutments with separate crowns-A laboratory study. *Clin Oral Implants Res.* 2018;6:12. doi: 10.1111/clr.13395.

Ozcan M, Nijhuis H, Valandro LF. Effect of various surface conditioning methods on the adhesion of dual-cure resin cement with MDP functional monomer to zirconia after thermal aging. *Dent Mater J.* 2008;27(1):99-104.

Papaspyridakos Pi, Chen CJ, Chuang SK, Weber HP, Gallucci GO. A systematic review of biologic and technical complications with fixed implant rehabilitations for edentulous patients. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2012;27:102–10.

Park SE, Da Silva JD, Webwr HP, Ishigawa-Nagai S. Optical Phenomenon of peri-implant soft tissue. Part I. Spectrophotometric assessment of natural tooth gingiva and peri-implant mucosa. *Clin Oral Implants Res.* 2007;18:569-74.

Penteado MM, Tribst JPM, Jurema ALB, Saavedra GSFA, Borges ALS. Influence of resin cement rigidity on the stress distribution of resin-bonded fixed partial dentures. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2019 May 2:1-8. doi: 10.1080/10255842.2019.1609456.

Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials.* 1999 Jan;20:1-25.

Pjetursson BE, Bra'gger U, Lang NP, Zwahlen M. Comparison of survival and complication rates of toothsupported fixed dental prostheses (FDPs) and implantsupported FDPs and single crowns (SCs). *Clin.Oral Impl.Res.* 2007;18 (Suppl. 3): 97–113. doi: 10.1111/j.1600-0501.2007.01439.x.

Pozzi A, Tallarico M, Moy PK. Three-year post-loading results of a randomised, controlled, split- mouth trial comparing implants with different prosthetic interfaces and design in partially posterior edentulous mandibles. *Eur J Oral Implantol.* 2014;7:47–61.

Prados-Privado M, Prados-Frutos JC, Calvo-Guirado JL, Bea JA. A random fatigue of mechanize titanium abutment studied with Markoff chain and stochastic finite element formulation. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2016;19:1583-91. doi: 10.1080/10255842.2016.1170124.

Quaranta A, Lim ZW, Tang J, Perrotti V, Leichter J. The impact of residual subgingival cement on biological complications around dental implants: A systematic review *Implant Dent*. 2017;26:465-74.

Quinn G. Recommended practice guide: fractography of ceramics and glasses. United States: National Institute of Standards and Technology. Special Publication 960-16e2. 640 pages (May 2016) CODEN : NSPUE2. doi.org/10.6028/NIST.SP.960-16e2.

Rangel PM, Paulo GP, Gonçalves MC, Itinoche MK, Takahashi FE, Faria R. Torque de remoção de parafusos em pilares protéticos com conexão tipo hexágono interno após ciclagem mecânica. *Cienc Odontol Bras*. 2007;10(4):76-81.

Rocha RFV. Efeito de duas técnicas de gradação da zircônia no limite de fadiga de próteses parciais fixas monolíticas de três elementos [tese]. São José dos Campos (SP): Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia; 2016.

Rodrigues VA, Tribst JPM, Santis LRD, Nishioka GNDM, Nishioka RS. Microscopic evaluation of implant platform adaptation with UCLA-type abutments: in vitro study. *Rev Odonto UNESP*. 2017a;46:56-60. doi.org/10.1590/1807-2577.19516.

Rodrigues VA, Tribst JPM, de Santis LR, de Lima DR, Nishioka RS. Influence of angulation and vertical misfit in the evaluation of micro-deformations around implants. *Braz Dent Sci*. 2017b;20:32-9.

Sailer I, Zembic A, Jung RE, Hammerle CHF, Mattioli A. Single-tooth implant reconstructions: esthetic factors influencing the decision between titanium and zirconia abutments in anterior regions. *Eur J esthet dentistry*. 2007;2(3):296-310.

Sailer I, Sailer T, Stawarczyk B, Jung RE, Hammerle HF. In vitro study of the influence of the type of connection on the fracture load of zirconia abutments with internal and external implant-abutment connections. *Int J Oral Maxillofac implants*. 2009a;24(5):850-8.

Sailer, I, Philipp A, Zembic A, Pjetursson BE, Hammerle CHF, Zwahlen, M. A systematic review of the performance of ceramic and metal implant abutments supporting fixed implant reconstructions. *Clinical Oral Implants Research*. 2009b 20(Suppl. 4): 4–31.

Sannino G, Germano F, Arcuri L, Bigelli E, Arcuri C, Barlattani A. Cerec CAD/CAM chairside system. *Oral Implantol.* 2015;7:57-70.

Schwarz MS. Mechanical complications of dental implants. *Clin Oral Impl Res.* 2000; 11: 156–58.

Scherrer SS, Quinn JB, Quinn GD, Kelly JR. Failure analysis of ceramic clinical cases using qualitative fractography. *Int J Prosthodont.* 2006;19(2): 185-92.

Schropp L, Kostopoulos L, Wenzel A, Isidor F. Clinical and radiographic performance of delayed-immediate single-tooth implant placement associated with peri-implant bone defects. A 2-year prospective, controlled, randomized follow-up report. *J Clin Periodontol.* 2005;32:480-7. doi org.ez87.periodicos.capes.gov.br/10.1111/j.1600-051X.2005.00699.x.

Shin HM, Huh JB, Yun MJ, Jeon YC, Chang BM, Jeong CM. Influence of the implant-abutment connection design and diameter on the screw joint stability. *J Adv Prosthodont.* 2014;6:126-32. doi.org/10.4047/jap.2014.6.2.126.

Silva NR, Bonfante EA, Rafferty BT, Zavanelli RA, Rekow ED, Thompson VP, et al. Modified Y-TZP core design improves all-ceramic crown reliability. *J Dent Res.* 2011;90(1):104-8. doi: 10.1177/0022034510384617.

Silva CEP, Soares S, Machado CM, Bergamo ETP, Coelho PG, Witek L. Effect of CAD/CAM abutment height and cement type on the retention of zirconia crowns. *Implant Dent.* 2018;27:582-7. doi: 10.1097/ID.0000000000000811.

Silva LHD, Lima E, Miranda RBP, Favero SS, Lohbauer U, Cesar PF. Dental ceramics: a review of new materials and processing methods. *Braz Oral Res.* 2017;31:e58,133-46. doi.org/10.1590/1807-3107BOR-2017.vol31.0058.

Song JY, Park SW, Lee K, Yun KD, Lim HP. Fracture strength and microstructure of Y-TZP zirconia after different surface treatments. *J Prosthet Dent.* 2013;110(4):274-80.

Sousa MP, Tribst JPM, de Oliveira Dal Piva AM, Borges ALS, de Oliveira S, da Cruz PC. Capacity to maintain placement torque at removal, single load-to-failure, and stress concentration of straight and angled abutments. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2019 Mar/Apr;39(2):213-8. doi: 10.11607/prd.3998.

Staubli N, Walter C, Schmidt JC, Weiger R, Zitzmann NU. Excess cement and risk of peri-implant disease: A systematic review. *Clin Oral Implants Res.* 2017;28:1278-90.

Stimmelmayer M, Edelhoff D, Güth JF, Erdelt K, Happe A, Beuer F. Wear at the titanium- titanium and the titanium-zirconia implant-abutment interface: a comparative in vitro study. *Dent Mater.* 2012;28(12):1215-20. doi.org/10.1016/j.dental.2012.08.008.

Stimmelmayer M, Sagerer S, Edelt K, Beuer F. In vitro fatigue and fracture strength testing of one-piece zirconia implant abutments and zirconia implant abutments connected to titanium cores. *Int J oral Maxillofac Implants.* 2013;28:488-93. doi: 10.11607/jomi.2772.

Tallarico M, Caneva M, Baldini N, Gatti F, Duvina M, Billi M. et al. Patient-centered rehabilitation of single, partial, and complete edentulism with cemented- or screw-retained fixed dental prosthesis: the first osstem advanced dental implant research and education center consensus conference 2017 Eur J Dent. 2018;12(4):617-26. doi: 10.4103/ejd.ejd\_243\_18.

Teng FY, Ko CL, Kuo HN. A comparison of epithelial cells, fibroblasts, and osteoblasts in dental implant titanium topographies. *Bioinorg Chem Appl.* 2012; 2012:687291.

Thompson JY, Stoner BR, Piascik JR, Smith R. Adhesion/cementation to zirconia and other nonsilicate ceramics: where are we now? *Dent Mater.* 2011 Jan;27(1):71-82. doi: 10.1016/j.dental.2010.10.022.

Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Augthun M, Spiekermann H. Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina-, and zirconia-based three-unit fixed partial dentures: a laboratory study. *Int J Prosthodont.* 2001;14:231-8.

Tribst JPM, Dal Piva AMO, Shibli JA, Borges ALS, Tango RN. Influence of implantoplasty on stress distribution of exposed implants at different bone insertion levels. *Braz Oral Res.* 2017;31:e96. doi:10.1590/1807-3107bor-2017.vol31.0096. doi: 10.1590/1807-3107bor-2017.vol31.0096.

Tribst JPM, Dal Piva AMO, Borges ALS, Bottino MA. Influence of crown and hybrid abutment ceramic materials on the stress distribution of implant-supported prosthesis. *Rev Odontol UNESP.* 2018a;47:149-54. doi.org/10.1590/1807-2577.04218.



Tribst JPM, de Melo RM, Borges ALS, de Assunção E Souza RO, Bottino MA. Mechanical behavior of different micro conical abutments in fixed prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2018b;33:1199-205. doi: 10.11607/jomi.6578.

Tribst JPM, Dal Piva AMO, Borges ALS, Bottino MA. Different combinations of CAD/CAM materials on the biomechanical behavior of a two-piece prosthetic solution. *Int J Comput Dent*. 2019a;22(2):171-6.

Tribst JPM, de Moraes DC, Alonso AA, Piva AMOD, Borges ALS. Comparative three-dimensional finite element analysis of implant-supported fixed complete arch mandibular prostheses in two materials. *J Indian Prosthodont Soc*. 2017;17(3):255-60. doi: 10.4103/jips.jips\_11\_17.

Vagkopoulou T, Koutayas SO, Koidis P, Strub JR. Zirconia in dentistry: Part I. Discovering the nature of an upcoming bioceramic. *Eur J Esthet Dent*. 2009;4(2):130-51.

van Brakel R, Cune MS, van Winkelhoft AJ, de Putter C, Verhoeven JW, van de Reijden W. Early bacterial colonization and soft tissue health around zirconia and titanium abutments: An in vitro study in man. *Clin Oral Implants Res*. 2011;22:571-7.

Varise CG, Abi-Rached FO, Messias AM, Neves FD, Segalla JCM, Reis JMSN. Morse taper system and platform switching abutment application. *Rev Bras Odontol*. 2015;72(1/2):56-60.

Watkin A, Kerstein RB. Improving darkened anterior peri-implant tissue color with zirconia custom implant abutments. *Compend Conti Education Dent*. 2008;29:238–40,242.

Welander M, Abrahamsson I, Berglundh T. The mucosal barrier at implant abutments of different materials. *Clin Oral Implant Res*. 2008;19(7):635-41. doi:org.ez87.periodicos.capes.gov.br/10.1111/j.1600-0501.2008.01543.x-i2.

Yildirim M, Fischer H, Marx R, Edelhoff D. In vivo fracture resistance of implant-supported all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent*. 2003;90:325-3. doi: 10.1016/S0022-3913(03)00514-6.

Zipprich H, Weigl P, Ratka C, Lange B, Lauer HC. The micromechanical behavior of implant-abutment connections under a dynamic load protocol. *Clin Implant Dent Relat Res* 2018;20:814–823. doi: 10.1111/cid.12651.