



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

**LEONARDO SILVA GOMES**

**ANÁLISE DE SOBREVIVÊNCIA DE COROAS UNITÁRIAS  
SOBRE PILARES PARA CAD/CAM COM DIFERENTES  
ALTURAS DE CIMENTAÇÃO**

**LEONARDO SILVA GOMES**

**ANÁLISE DE SOBREVIVÊNCIA DE COROAS UNITÁRIAS SOBRE  
PILARES PARA CAD/CAM COM DIFERENTES ALTURAS DE  
CIMENTAÇÃO**

Tese 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 pelo Programa de Pós-Graduação em ODONTOLOGIA RESTAURADORA.

Área: Prótese dentária. Linha de pesquisa: Desempenho de materiais reabilitadores protéticos.

Orientador: Prof. Assoc. Tarcísio José de Arruda Paes Junior

São José dos Campos

2022

Instituto de Ciência e Tecnologia [internet]. Normalização de tese e dissertação [acesso em 2022]. 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).

Gomes, Leonardo Silva

Análise de sobrevivência de coroas unitárias sobre pilares para CAD/CAM com diferentes alturas de cimentação. / Leonardo Silva Gomes. - São José dos Campos : [s.n.], 2022.

59 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, 2022.

Orientador: Tarcísio José de Arruda Paes-junior.

1. Cerâmica. 2. Implantes dentários. 3. Materiais dentários. I. Paes-junior, Tarcísio José de Arruda, 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. Assoc. Tarcísio José de Arruda Paes Junior** (Orientador)

Universidade Estadual Paulista (Unesp)

Instituto de Ciência de Tecnologia

Campus de São José dos Campos

**Prof. Dr. Paulo Abdalla Saad**

Faculdade de Odontologia da APCD

Instituto de Ensino Superior

Campus de Araraquara

**Prof. Dr. Rogério de Lima Romeiro**

UniFUNVIC Centro Universitário

Instituição de Ensino Superior

Campus de Pindamonhagaba

**Prof. Dr. Lafayette Nogueira Junior**

Universidade Estadual Paulista (Unesp)

Instituto de Ciência de Tecnologia

Campus de São José dos Campos

**Prof. Dr. Albano Porto da Cunha Junior**

Universidade do Vale do Paraíba

Instituição de Ensino Superior

Campus de São José dos Campos

São José dos Campos, 20 de abril de 2022.

## DEDICATÓRIA

Dedico esse trabalho exclusivamente a **Deus**, Criador de todas as coisas e que em sua onisciência, onipresença e onipotência não desampara nenhum de seus filhos.

Àquele que permite provações, adversidades e esmagamento, de modo a extrair o melhor que possamos produzir.

Àquele que é capaz de fazer infinitamente mais do que tudo que pedimos ou pensamos por que Dele é o reino, o poder e a glória para sempre.

## AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente à minha noiva, **Fabricia**, por ter escolhido partilhar a vida comigo e trilhar essa árdua jornada de muitas lutas e dificuldades. Não tenho como retribuir tamanho apoio e compreensão nos últimos anos, além dos esforços sem medidas. Serei sempre grato por ter me ressignificado amor, família, cuidado e vida.

Ao meu filho **Daniel**, que um dia saberá tamanhas lutas e esforços incondicionais para retribuir a ele o amor que ele plantou e enraizou em mim, único sentimento capaz de não me permitir desistir jamais, mesmo diante de tanta injustiça.

À minha filha de coração **Laura**, por ter me escolhido e me acolhido e por me ensinar todos os dias como ser alguém melhor. Obrigado por ser a melhor filha do mundo!

Ao meu irmão de peito, **Cícero**, parceiro de trabalho e de vida há 12 anos. Obrigado por tanto apoio e paciência ao longo desses anos todos. Estamos apenas no início do nosso aprendizado e Deus há de abençoar nossa luta.

À minha mãe, **Denise**; minha avó, **Oscarlina**; minha irmã, **Isabela**; meu cunhado **Rodrigo**; e meu sobrinho, **Henrique**. A presença de vocês suaviza o fardo.

Ao meu pastor e amigo, **Valdemberg Viana**, e sua esposa, **Beth**. A presença e o carinho de vocês fazem toda a diferença pelo caminho apertado que leva à vida.

Ao amigo **Guilherme Gomes Batista** que com seu profissionalismo e agilidade permitiu a conclusão dessa etapa.

Ao meu orientador, **Prof. Dr. Tarcísio José de Arruda Paes Junior**, que encarou essa longa jornada com o apoio e a compreensão de um verdadeiro amigo.

Aos **membros da banca examinadora** que de prontidão aceitaram o convite para contribuir com esse trabalho.

Ao **Prof. Dr. Alexandre Luiz Souto Borges** pela compreensão e apoio para execução desse trabalho e de mais essa etapa de formação acadêmica.

À empresa **Titaniumfix** em nome de **Sidival Dias, Sidival Dias Junior e Kelly Christine Dias** por todo incentivo e apoio para o desenvolvimento científico e pessoal decorrente dessa jornada. Ao engenheiro de projetos **Wagner Vieira** por toda ajuda e prontidão no desenvolvimento e execução de projetos com tamanho profissionalismo e competência.

Ao amigo apoiador, incentivador e empreendedor, **Guilherme da Rocha Scalzer Lopes**, pela parceria, paciência e foco.

Ao amigo e irmão **Jefferson David Melo de Matos** pela prestatividade, solicitude, generosidade e acima de tudo, bom humor.

À **Profa. Dra. Nathália de Carvalho Ramos Ribeiro** por toda ajuda na execução desse trabalho e pela companhia nas lutas clínicas.

Ao meu padrinho de formação acadêmica, **Prof. Dr. Clóvis Pagani**, há 15 anos ainda me orientando e em cuja experiência posso recorrer pela liberdade que somente a amizade é capaz de permitir. Obrigado por ser minha referência!

A **todos os professores, colegas e alunos** pela oportunidade que tive de aprender e conviver.

*" Entregue o teu caminho ao Senhor, confia Nele, e o mais Ele fará.  
Fará sobressair a tua justiça como a luz e o teu direito como o sol ao meio-dia.  
Descansa no Senhor e espera Nele."*

*Salmos 37 :5-7a*

## SUMÁRIO

<b>RESUMO</b> .....	<b>8</b>
<b>ABSTRACT</b> .....	<b>9</b>
<b>1 INTRODUÇÃO</b> .....	<b>10</b>
<b>2 REVISÃO DE LITERATURA</b> .....	<b>12</b>
<b>2.1 Nível de instalação dos implantes</b> .....	<b>12</b>
<b>2.2 Altura dos pilares protéticos</b> .....	<b>15</b>
<b>2.3 Pilares protéticos para tecnologia CAD/CAM</b> .....	<b>17</b>
<b>2.4 Taxa de Sobrevida em fadiga</b> .....	<b>19</b>
<b>2.5 Coroas em zircônia para reabilitações unitárias sobre implantes</b> .....	<b>20</b>
<b>2.6 Sistemas de fixação de próteses sobre implantes</b> .....	<b>21</b>
<b>2.7 Análises pelo método de elementos finitos</b> .....	<b>22</b>
<b>3 PROPOSIÇÃO</b> .....	<b>25</b>
<b>4 MATERIAL E MÉTODOS</b> .....	<b>26</b>
<b>4.1 Produção de corpos de prova</b> .....	<b>27</b>
<b>4.1.1 Produção de coroas em CAD/CAM</b> .....	<b>28</b>
<b>4.1.2 Cimentação de coroas em CAD/CAM</b> .....	<b>30</b>
<b>4.2 Análise por microscopia eletrônica de varredura (MEV)</b> .....	<b>31</b>
<b>4.3 Carga máxima para fratura</b> .....	<b>32</b>
<b>4.4 Análise da sobrevivência em Fadiga</b> .....	<b>33</b>
<b>4.5 Análise pelo método de elementos finitos</b> .....	<b>34</b>
<b>5 RESULTADO</b> .....	<b>37</b>
<b>5.1 Análise por microscopia eletrônica de varredura (MEV)</b> .....	<b>37</b>
<b>5.2 Carga máxima para fratura</b> .....	<b>39</b>
<b>5.3 Análise de sobrevivência à fadiga</b> .....	<b>40</b>
<b>5.4 Análise pelo método de elementos finitos</b> .....	<b>42</b>
<b>6 DISCUSSÃO</b> .....	<b>46</b>
<b>7 CONCLUSÃO</b> .....	<b>52</b>
<b>REFERÊNCIAS</b> .....	<b>53</b>

Gomes LS. Análise de sobrevivência de coroas unitárias sobre pilares para CAD/CAM com diferentes alturas de cimentação [tese]. São José dos Campos (SP): Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia; 2022.

## RESUMO

**Objetivo:** Avaliar o comportamento biomecânico do pilar protético Link Universal (*Ti-Base*) com diferentes alturas em restaurações implanto-suportadas. **Materiais e Métodos:** foram utilizados 40 implantes cone morse Titaniumfix Profile (4 x 10 mm) em titânio, divididos em dois grupos (n=20): Link Universal curto (*Short*) e Link Universal longo (*Long*). Vinte implantes receberam o pilar protético Link Universal de 4,5 x 4 mm (*Short*) e vinte implantes receberam o pilar protético Link Universal de 4,5 x 5,5 mm (*Long*). Por meio da tecnologia CAD/CAM foram usinadas as coroas em zircônia, cimentadas sobre os pilares protéticos. No ensaio de carga máxima para fratura, o grupo Longo apresentou média de  $41,1 \pm 6,96$  kgf, enquanto a média do grupo curto foi de  $49,5 \pm 7,68$ , sem diferença estatística entre eles. Os espécimes passaram pelo teste de sobrevivência em fadiga (2.000.000 ciclos na frequência de 2 Hz com aplicador de aço inoxidável de 1,6 mm de diâmetro), conforme parâmetros descritos na ISO 14801:2007 e não apresentaram falhas. Na sequência, foram submetidos ao teste de sobrevivência *stepwise*, os espécimes não apresentaram diferenças em relação ao número de ciclos para falha, porém, em relação à carga aplicada, o pilar Link Universal Longo mostrou-se mais resistente que o pilar Link Universal Curto. A análise por elementos finitos foi realizada com os parâmetros obtidos no teste *stepwise*, com aplicação de carga de 450 N em 30°, simulando a condição do teste de fadiga. Os desenhos foram montados com o software Rhinoceros (version 5.4.2 SR8, McNeel Noth America, Seattle, WA, EUA) e processados no software Ansys (version 19.2, ANSYS Inc., Houston, TX, USA). O comportamento biomecânico do conjunto composto por implante, pilar protético, parafuso passante e coroa monolítica foi semelhante entre os grupos. Concluiu-se que ambas alturas da área de cimentação do pilar Link Universal apresentaram comportamento à fadiga favorável à sobrevivência clínica.

**Palavras-chave:** Cerâmica. Implantes Dentários. Materiais Dentários.

Gomes LS. *Comparative analysis between two different abutment heights in single crowns [doctorate thesis]. São José dos Campos (SP): São Paulo State University (Unesp), Institute of Science and Technology; 2022.*

## **ABSTRACT**

*Objective: Evaluate the biomechanical behavior of the Universal Link (Ti-Base) prosthetic abutment with different heights in implant-supported restorations. Materials and Methods: 40 Titaniumfix Profile implants (4 x 10 mm) in titanium were used, divided into two groups (n=20): Short Universal Link (Short) and Long Universal Link (Long). Twenty implants received the 4.5 x 4 mm Link Universal Prosthetic Abutment (Short) and twenty implants received the 4.5 x 5.5 mm Link Universal Prosthetic Abutment (Long). Using CAD/CAM technology, the zirconia crowns were machined and cemented on the prosthetic abutments. In the maximum fracture load test, the Long group presented an average of  $41.1 \pm 6.96$  kgf, while the average of the short group was  $49.5 \pm 7.68$ , with no statistical difference between them. The specimens passed the fatigue survival test (2,000,000 cycles at a frequency of 2 Hz with a stainless steel applicator with a diameter of 1.6 mm), according to the parameters described in ISO 14801:2007 and showed no failures. Subsequently, they were submitted to the stepwise survival test, the specimens did not show differences in relation to the number of cycles to failure, however, in relation to the applied load, the Long Universal Link abutment was more resistant than the Short Universal Link abutment.*

*The finite element analysis was performed with the parameters obtained in the stepwise test, with a load of 450 N at 30°, simulating the condition of the fatigue test. The drawings were assembled with Rhinoceros software (version 5.4.2 SR8, McNeel Noth America, Seattle, WA, USA) and processed in Ansys software (version 19.2, ANSYS Inc., Houston, TX, USA). The biomechanical behavior of the set consisting of implant, prosthetic abutment, through screw and monolithic crown was similar between the groups. It was concluded that the Link Universal abutment presented fatigue behavior favorable to clinical survival independently of its height.*

*Keywords: Ceramics. Dental Implants. Dental Materials.*

## 1 INTRODUÇÃO

O sucesso das reabilitações orais por próteses implanto-suportadas não depende apenas da osseointegração, mas também da integridade da conexão entre a restauração protética e o implante, assegurando adequada estabilidade, resistência e retenção ao conjunto implante/pilar/prótese (Almehmadi et al., 2019).

Estas reabilitações podem apresentar diferentes sistemas de fixação, seja diretamente na plataforma dos implantes ou sobre um pilar, que por sua vez podem ser classificadas como pré-fabricados ou personalizados (Hurson, 2018). A utilização de tecnologias CAD/CAM permitiu a confecção de pilares personalizados híbridos, composto por uma porção metálica e uma estrutura em cerâmica, superando algumas limitações dos pilares metálicos convencionais, já que sua coloração acinzentada pode comprometer o resultado estético pela translucidez da mucosa peri-implantar (Hu et al., 2018).

O pilar é retido por um parafuso de fixação, sendo responsável pela união entre implante e pilar. Já a infraestrutura cerâmica é cimentada sobre o pilar e irá proporcionar um substrato para a cimentação da restauração final, cujo objetivo principal é de melhorar a estética da mucosa marginal (Tribst et al., 2019; Cantarella et al., 2021). Outra forma de utilizar esta técnica restauradora é a usinagem de coroas cerâmicas através de blocos CAD/CAM, com a cimentação destas peças monolíticas diretamente sobre o pilar, caracterizando o conceito “*One-piece design*” (Hajimiragha et al., 2014).

Estudos recentes apontam que a utilização da mesoestrutura não interfere na sobrevivência destes materiais restauradores (Tribst et al., 2020). No entanto, algumas considerações ainda não estão claras na literatura com relação ao método mais eficaz na fixação destes sistemas, uma vez que, diversos fatores estão intimamente relacionados com tal grandeza, entre eles, o tipo de cimento, grau de expulsividade do pilar, tratamento de superfície e a altura da área de cimentação dos pilares (Kutkut et al., 2013; ElHoussiney et al., 2018).

Quanto à altura dos pilares, sua diminuição influencia a retenção e resistência da estrutura cimentada sobre ele, já que a altura tem impacto maior que a largura na força de resistência uniaxial de cimentos. Logo, paredes axiais extremamente curtas

e com grau de convergência oclusal elevado dificultam a retenção mecânica dos materiais restauradores (Almehmadi et al., 2019).

Estudos prévios investigaram a influência da altura dos pilares na retenção mecânica de coroas cimentadas (Silva et al., 2018). No entanto, ainda não há estudos que avaliem a influência destas alturas no comportamento mecânico destes sistemas restauradores sob fadiga cíclica. Ressalta-se ainda que os materiais restauradores falham sob fadiga, ou seja, com cargas de menor intensidade aplicada por um longo intervalo de tempo (Preis et al., 2017; Hu et al., 2018; Roberts et al., 2018).

Diante de tais questionamentos, o presente estudo entendeu ser importante avaliar a influência da altura dos pilares Link Universal na sobrevivência de coroas implanto-suportadas sob fadiga e quanto a distribuição de tensão.

## 2 REVISÃO DE LITERATURA

Os temas abordados nessa revisão de literatura são nível de instalação dos implantes; altura dos pilares protéticos; pilares protéticos para tecnologia CAD/CAM; taxa de sobrevivência em fadiga; coroas em zircônia para reabilitações unitárias sobre implantes, sistemas de fixação de próteses implanto-suportadas e análises pelo método de elementos finitos.

### 2.1 Nível de instalação dos implantes

Ferraro-Bezerra et al. (2021) avaliaram a interferência do nível de instalação dos implantes na quantidade de torque obtido na estabilidade primária e concluíram que os implantes subcrestais apresentam redução de torque nos momentos finais de instalação, porém, macrogeometrias cônicas favorecem a manutenção do torque mesmo nessas condições.

Com o mesmo objetivo de comparar a resposta dos tecidos periimplantares de acordo com o nível de instalação dos implantes, Degidi et al. (2011) trefinaram 9 implantes de mandíbulas humanas após período de 4 a 8 meses após a instalação, todos com osseointegração obtida e ausência de micromovimentação. Nos implantes instalados a nível ósseo, observou-se na análise histomorfométrica a presença de osso lamelar com grande quantidade de osteócitos ao redor de todo o implante, com tecido conjuntivo denso e pequena quantidade de células inflamatórias na porção cervical dos parafusos, sendo possível observar remodelação óssea de 0.5 mm em altura em alguns implantes. Os implantes instalados com posicionamento subcrestal de 1 a 3 mm apresentaram neoformação óssea sobre os implantes de 0.5 a 3 mm, com ausência de reabsorção óssea na região coronal e sem a presença de osteoclastos, com grande quantidade de osteoblastos, sem *gaps*, com tecido conjuntivo denso. Em um dos casos, foi possível observar neoformação óssea em contato com o pilar protético, concluindo que o sucesso da osseointegração independe da escolha entre o nível de instalação dos implantes, porém, em nenhum

dos casos houve perda óssea marginal, mas, pelo contrário, no nível de instalação infraósseo, houve neoformação além do topo do implante.

Schwarz et al. (2014) avaliaram o impacto do posicionamento do implante nas alterações da crista óssea marginal a partir de uma revisão sistemática da literatura. Apesar de não encontrarem grande quantidade de artigos documentados sobre o tema, identificaram a importância de sempre se manter a área usinada da região cervical dos implantes recoberta por tecido ósseo.

Em estudo prospectivo comparativo, Pellicer-Chover et al. (2016) realizaram acompanhamento de 12 meses da alteração marginais ósseas periimplantares em implantes instalados a nível ósseo e subcrestalmente. Com amostragem de 23 pacientes com implantes unitários, 10 haviam sido instalados a nível ósseo, enquanto os outros 13 haviam sido instalados de maneira infra-óssea. A perda óssea nos implantes instalados subcrestalmente foi estatisticamente maior, porém, com manutenção de tecido ósseo acima da plataforma protética. Com 100% de sucesso em ambos os grupos, concluíram que independentemente do nível de instalação e da perda óssea marginal, as duas abordagens cirúrgicas apresentam previsibilidade da manutenção tecidual após 1 ano. Da mesma forma, de Val et al. (2017) após análise histomorfométrica em cães, concluíram que a instalação subcrestal de implantes apresentou melhores resultados quando comparados aos instalados a nível ósseo.

Com o objetivo de verificar a influência do nível de instalação dos implantes nas alterações da crista óssea periimplantar, Becker et al. (2017) realizaram estudo *in vivo* de boca dividida em cães com instalações de implantes a nível ósseo, 1 mm infra ósseo e 1 mm supra ósseo. A análise histomorfométrica foi realizada após 20 semanas da cirurgia, assim como a avaliação por microtomografia computadorizada e demonstrou que a instalação supra óssea leva à perda óssea marginal, enquanto na instalação infra ósseas e a nível ósseo, demonstraram pequeno ganho de tecido ósseo.

Froum et al. (2018) realizaram um estudo clínico controlado randomizado com 18 meses de acompanhamento sobre o nível de instalação dos implantes e não encontraram diferenças entre a instalação a nível ósseo e infra ósseo.

Pellicer-Chover et al. (2019) analisaram em revisão sistemática da literatura as alterações ósseas peri-implantares de implantes instalados a nível ósseo e subcrestalmente com período de acompanhamento de até 36 meses. A divergência

de resultados entre os estudos não permitiu concluir a superioridade de uma condição sobre outra, pois são resultados controversos na literatura e há necessidade de padronização das macrogeometrias dos implantes e dos protocolos de instalação nos desenhos dos estudos.

Palacios-Garzon et al. (2019), em revisão de literatura com meta-análise a partir de artigos publicados de 2010 a 2018, concluíram que não há diferença nos índices de sobrevivência de implantes, assim como em relação à perda óssea marginal entre diferentes posições ápico-coronais de instalação dos implantes, porém, considerando os tecidos moles periimplantares, indicam a instalação dos implantes de maneira infra óssea nos casos de biotipo gengival fino com o objetivo de reduzir o risco de exposição futura do implante e consequente desenvolvimento de periimplantite.

De Siqueira et al. (2020) compararam implantes instalados a nível ósseo com implantes subcrestais de 1 a 3 mm infra ósseo e não encontraram diferenças estatisticamente significantes na perda óssea marginal, além de concluírem que retração de mucosa e espessura tecidual não foram influenciadas pelo nível de instalação.

Cruz et al. (2020) compararam as alterações clínicas dos implantes em nível ósseo e subcrestais em revisão sistemática de literatura com metanálise e concluíram, a partir de 709 implantes instalados, que a perda óssea marginal das duas abordagens é muito similar independentemente da profundidade de instalação dos implantes subcrestais e do protocolo de cicatrização adotado, não influenciando no índice de sobrevivência dos implantes nem a quantidade de tecido queratinizado, profundidade de sondagem ou índice de placa.

Linkevicius et al. (2020) concluíram que o posicionamento subcrestal dos implantes reduz a perda óssea marginal periimplantar, porém, em biotipos gengivais finos, a opção por implantes em nível ósseo e com cicatrizadores de 2 mm permitem ganho de volume tecidual mole, mesmo com maior perda óssea.

Pellicer-Chover et al. (2020), a partir de análises tomográficas, concluíram que o posicionamento subcrestal dos implantes possibilita maior manutenção da tábua vestibular, porém, quando instalado a 2 mm infra ósseo, em 91% dos casos, o implante atravessa totalmente o osso cortical, reduzindo o torque de instalação.

Ferraro-Bezerra et al. (2021) avaliam a interferência do nível de instalação dos implantes na quantidade de torque obtido na estabilidade primária e concluíram que

os implantes subcrestais apresentam redução de torque nos momentos finais de instalação, porém, macrogeometrias cônicas favorecem a manutenção do torque mesmo nessas condições.

## 2.2 Altura dos pilares protéticos

A perda óssea marginal periimplantar não tem sua etiologia totalmente conhecida, porém, além da interferência do nível de instalação dos implantes, sugere-se influência do conjunto protético, uma vez que alterações na crista óssea marginais são observadas após a instalação do conjunto protético composto por pilar protético e prótese sobre implantes. Tanto o estresse mecânico transferido do conjunto protético para a crista óssea quanto a presença de cimento nas próteses cimentadas em uma reação de corpo estranho são relatadas como possíveis causas dessas alterações, assim como o *gap* de 10 microns presente nas próteses parafusadas, com colonização bacteriana, gerando um infiltrado de células inflamatórias nos tecidos periimplantares (Rungsiyakull et al., 2011; Qian et al., 2012).

Para verificar a relação entre a altura do pilar e a perda óssea marginal periimplantar, Lee et al. (2018) realizaram estudo clínico prospectivo com avaliação radiográfica de 273 implantes e observaram que quanto maior o pilar, menor é a perda óssea, desde que respeitada a altura máxima do pilar de 4 mm.

Silva et al. (2018) avaliaram a interferência da altura de um pilar específico (Ti-Base) e o tipo de cimento na retenção de próteses sobre implantes em zircônia. Os pilares altos apresentavam 4 mm de altura, enquanto os curtos, 2.5 mm, e as cimentações foram feitas com cimento temporário, ionomérico e resinoso, diante de teste de *pull-out*. O cimento resinoso apresentou melhores resultados e a altura da área cimentável do pilar não gerou diferenças estatisticamente significantes.

Spinato et al. (2018) avaliaram o efeito do conceito *platform switching* em estudo clínico randomizado no qual um grupo de pacientes foi reabilitado de acordo com esse conceito, enquanto o grupo controle recebeu pilares com o mesmo diâmetro dos implantes, levando em consideração a altura dos pilares. Com maiores reabsorções ósseas no grupo controle, apesar de não terem encontrado diferenças

estatisticamente significantes entre as perdas óssea marginais dos dois grupos, provavelmente em função de características muito distintas da região cervical dos implantes, concluíram que menores alturas totais de pilares cimentados apresentaram maior perda óssea. Definiram que implantes com o conceito *platform switching* exigem menor altura de pilar, pois com 2.5 mm de distância entre a crista óssea e a área de assentamento protético, é capaz de zerar perda óssea, enquanto nos implantes convencionais, essa distância é de 3.0 mm, entretanto, empregaram próteses cimentadas sem a descrição do protocolo de cimentação.

Do mesmo modo, Pico et al. (2019) avaliaram a influência da altura do pilar protético na crista óssea marginal em região de biotipo gengival fino a partir de estudo clínico randomizado com acompanhamento de 1 ano, envolvendo 33 pacientes com próteses múltiplas de pelo menos 2 elementos. Consideraram como pilares curtos aqueles com altura de cinta de 1 mm e longos com 3 mm, considerando também o nível de instalação dos implantes em nível ósseo ou subcrestal. Concluíram que a melhor associação para manutenção da crista óssea marginal é de implantes instalados subcrestalmente com altura de cinta de 3 mm.

Em revisão da literatura com metanálise, Chen et al. (2019) avaliaram a influência da altura dos pilares protéticos na perda óssea marginal periimplantar a curto e longo prazo. Consideraram como pilares curtos aqueles cujas altura de cinta fossem inferiores ou iguais a 2 mm, e como longos, com altura superior a 2 mm. Do total de 14 estudos incluídos na revisão sistemática, apenas dois realizaram a instalação subcrestal dos implantes, enquanto os demais realizaram a instalação a nível ósseo. A meta-análise revelou que os considerados pilares longos favorecem a manutenção da estabilidade óssea da crista marginal em função do posicionamento da união entre prótese e pilar ser posicionada no mesmo nível da margem gengival em tecidos moles mais espessos, enquanto os pilares considerados curtos, favorecem a remodelação tecidual por serem empregados nos casos de biotipo gengival fino.

Bordin et al. (2019), por meio da análise de elementos finitos, analisaram a influência da altura total do pilar às custas da altura de cinta na distribuição de tensões. Variaram as cintas entre 2.5 mm, 3.5 mm e 4.5 mm com uma coroa unitária de incisivo central superior com 11 mm de altura. Apesar de não ter sido descrita a altura do pilar protético utilizado, a diferença entre a menor e a maior cinta foi de 2 mm e os pilares maiores apresentaram 40% mais tensões que os mais curtos, além do aumento de

até 92% de concentração de tensões no osso marginal cortical. Concluíram que pilares com maiores altura de cinta apresentam pior comportamento biomecânico com maior concentração de tensões e conseqüentemente, maior risco de falha.

### **2.3 Pilares protéticos para tecnologia CAD/CAM**

O avanço da odontologia digital trouxe a tecnologia CAD/CAM (*Computer Aided Design/ Computer Aided Manufacturing*) para as reabilitações orais, permitindo o desenvolvimento de novos materiais cujas composições não se encaixam nas classificações anteriores de materiais restauradores, como a zircônia, o dissilicato de lítio, as cerâmicas híbridas e as resinas com partículas cerâmicas (Tribst et al., 2020). O fluxo digital protético trouxe facilidades e maior precisão no diagnóstico, planejamento reverso, melhor comunicação com o paciente e com o técnico em prótese dentária, além de elevar a produção das próteses dentárias a um nível de padronização e maior controle de variáveis dependentes da mão de obra humana a partir do uso da tecnologia (Al-Zordk et al., 2020). Dentro da implantodontia, permitiu tanto o maior controle do posicionamento tridimensional dos implantes a partir da técnica de cirurgia guiada com fidelidade ao planejamento digital, quando a personalização dos pilares protéticos conferindo perfil de emergência individualizado para cada situação a partir dos pilares híbridos. Esses pilares são denominados links metálicos, bases de titânio ou TiBase, consistindo em pilares cuja primeira metade é usinada com as características da conexão protética, respeitando a geometria analógica da usinagem, e uma segunda metade compatível com os sistemas CAD/CAM, permitindo o escaneamento intraoral, transferência da posição do implante para um software de desenho e modelagem protética, produção em centros de usinagem e cimentação extraoral para futuro parafusamento do conjunto pilar/prótese (Derksen et al., 2021). Apesar de todas as vantagens apresentadas pelo fluxo digital cirúrgico e protético na implantodontia, há de se respeitar a curva de aprendizado e capacitação para manejar os equipamentos e softwares de trabalho, assim como realizar a correta escolha do material restaurador para cada situação (Cosyn et al.,

2021).

Os links metálicos, por apresentarem união titânio-titânio na conexão protética, apresentam boas propriedades mecânicas e biológicas e boa taxa de sobrevivência, e a possibilidade de usinar a porção cerâmica com o perfil de emergência exigido para cada caso, melhorar as possibilidades de condicionamento tecidual, além da manutenção da saúde periimplantar por não apresentar gap entre a prótese e o pilar protético, possuindo apenas uma fina camada de agente cimentante resinoso com alto potencial de polimento (Cooper et al., 2016; Matos et al., 2021).

A utilização desses pilares no fluxo reabilitador protético sobre implantes propõe uma nova abordagem de trabalho no nível do implante, facilitando o condicionamento tecidual e criando um novo padrão de próteses cimentadas parafusadas, considerando que a cimentação extraoral permite maior precisão e controle de variáveis e confere reversibilidade a um sistema cimentado, produzindo resultados estéticos superiores quando nos casos de biotipo gengival fino, inferiores a 2,0 mm de espessura (Lops et al., 2017; Prati et al., 2020).

Essa nova categoria de pilares protéticos cimentados parafusados quando comparada aos pilares cimentados, apresentam como vantagem maior controle da cimentação tanto do ponto de vista do perfeito assentamento da peça protética sobre o pilar, quanto da eliminação do risco de contaminação da cimentação por umidade ou extravasamento de cimento no espaço biológico periimplantar. Em relação aos pilares parafusados, trabalha no nível do implante e não no nível de pilar, reduzindo o espaço protético interoclusal, confere perfil de emergência personalizado desde o topo do implante, possuem parafuso único para retenção da prótese e, portanto, com torque mais elevado de instalação da prótese, a porção metálica não é submetida à altas temperaturas em processo de sobre fundição e não apresentam gap entre a prótese e o pilar (Tribst et al., 2019).

A resistência mecânica dos links metálicos está relacionada com o conhecido desempenho dos pilares convencionais em titânio, com maior grau de dureza em relação do implante, e a resistência à fratura do material restaurador. Dentre as possibilidades de materiais para a confecção da porção cerâmica, a zircônia, pelo seu elevado desempenho mecânico, alta resistência à flexão e tenacidade a fratura, é o material de primeira escolha, fornecendo confiabilidade e segurança na reabilitação protética de implantes (Matos et al., 2021; Spitznagel et al., 2021).

## 2.4 Taxa de sobrevivência em fadiga

A taxa de sobrevivência dos links metálicos tem sido relatada a partir da análise de fadiga após sucessivas cargas durante longos períodos em diversos estudos, com o objetivo de entender o padrão de falha, resistência e sobrevivência desse conjunto reabilitador protético composto por implante, porção metálica em titânio, linha de cimentação com agente resinoso, coroa cerâmica e parafuso de retenção protético e determinar sua resistência (Coray et al., 2016; Ramalho et al., 2020).

Tribst et al. (2019) avaliaram a viabilidade de um conjunto protético composto por um link metálico com material de baixo módulo elástico, demonstrando que pilares híbridos de zircônia apresentam maior concentração de tensões na área de interface, apresentando fratura após determinado período em função, devido à redução do estresse na região de interface de cimentação.

A resistência a fratura de pilares pré-fabricados e híbridos aplicados em implantes internos e externos conectados foi o objeto de um estudo que revelou que pilares híbridos com conexão interna mostraram maior resistência que os pilares pré-fabricados (Pitta et al., 2019). As fraturas desses pilares ocorrem principalmente na interface implante-pilar, onde há maior chance que a falha ocorra na região do perfil de emergência nas cerâmicas infiltradas por resina e mostrou que não há diferença na conformação do conjunto cerâmico com uma ou duas camadas de cerâmica, realizando a restauração final monolítica ou com uma mesoestrutura sob a cerâmica de revestimento (Tribst et al., 2020).

A metodologia de ensaio mecânico é amplamente utilizada para avaliar o comportamento biomecânico complexo do conjunto implante-prótese que é influenciado clinicamente pelo design dos implantes, resposta tecidual óssea local, área da implantação, modo de fixação da prótese e matéria prima do implante, dos componentes protéticos e da prótese. Idealmente, os testes mecânicos devem simular a performance do conjunto testado considerando os fatores de relevância clínica como o movimento mastigatório mandibular, força máxima de mordida, característica do antagonista, gênero, idade e região da arcada. Devido à grande variação desses

fatores, considera-se padronizar o ensaio mecânico com os parâmetros no cenário do caso mais crítico (Bonfante, Coelho, 2016). O ensaio de força máxima para fratura consiste no carregamento do conjunto testado até a ocorrência da falha, entretanto, os resultados obtidos não correspondem com a realidade clínica, situação em que os valores de falha tendem a ser menores devido à fadiga. Dessa forma, o ensaio de força máxima para fratura é útil como ferramenta inicial de parametrização dos testes de resistência à fadiga (Kelly et al., 2012).

Por definição, a fadiga é o processo progressivo de alteração estrutural de um material submetido a condições de estresse sobre um ou mais pontos que resulta em sua falha após um número suficiente de ciclos (ASTM Internacional 1995). O ensaio de resistência à fadiga pode ser desenvolvido de maneira estática, mantendo-se constante ao longo do teste, ou dinâmico, com variação dos parâmetros durante o ensaio.

Apesar dos estudos *in vitro* e *in silico* na literatura que avaliam a taxa de sobrevivência dos links metálicos, há necessidade de mais estudos cujos resultados colaborarão com o delineamento de estudos clínicos padronizados a partir dos conhecidos padrões de falhas observados nos estudos laboratoriais.

## **2.5 Coroas em zircônia para reabilitações unitárias sobre implantes**

Antes do desenvolvimento da tecnologia CAD/CAM, uma prótese metálica sobre um implante unitário só era possível com a utilização de um pilar de zircônia com uma conexão específica com o implante (Al-Zordk et al., 2020; Cosyn et al., 2021). Atualmente, sobre o link metálico, além da zircônia, podem ser utilizadas para restaurações polimetilmetacrilato (PMMA) com indicação para coroas temporárias (Telio CAD, Ivoclar Vivadent; ou Vita CAD Temp, Vita Zahnfabrik) e, restaurações finais imediatas com demais materiais como IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent) ou Enamic (Vita).

A tecnologia CAD/CAM permitiu redução no tempo laboratorial e maior facilidade na obtenção do desenho anatômico protético ideal necessários para a confecção de restaurações monolíticas e pilares personalizados, e tem se tornado

mais acessíveis financeiramente a partir de sistemas abertos e terceirização de mão obra laboratorial. Outra grande vantagem da utilização da tecnologia CAD/CAM na confecção de próteses sobre implante e a precisão de encaixe entre a coroa e o link metálico, por se tratar de uma geometria conhecida e compatível com os centros de usinagem, independendo da habilidade manual do técnico em prótese e dispensando o manuseio da porção metálica, que é mais crítica nos implante de conexão cônica interna, nos quais qualquer desgaste na porção do cone impede o perfeito assentamento do pilar e impede o selamento bacteriano permitindo aumento do risco de micromovimentação do pilar e consequente afrouxamento do parafuso protético (Taha, Sabet, 2021).

No fluxo digital protético, a geometria da área cimentável da base metálica em titânio é fornecida pelo fabricante a partir de uma biblioteca digital em extensão “.stl”, transferida para o software a partir de um transferente de moldagem digital, denominado *scanbody*; apenas a geometria externa é desenhada pelo software a partir de uma gama de formas anatômicas contida em banco de dados ou a partir do espelhamento anatômico do dente contralateral (Taha, Sabet, 2021).

## **2.6 Sistemas de fixação de próteses sobre implantes**

A união da coroa cerâmica sobre o link metálico possibilita a reabilitação protética com uma menor altura de cinta metálica, às custas da maior área transmucosa da cerâmica no seu perfil de emergência. A interface adesiva possui pequena espessura e alto desempenho de polimento, sem *gap* e sem micromovimentação, permitindo seu posicionamento no interior da mucosa periimplantar sem invasão do espaço biológico. Apesar da limitação adesiva da zircônia, os links metálicos apresentam geometria antirrotacional na porção cimentável, na maioria dos casos com característica lobular, para facilitar a usinagem da porção interna da peça protética com característica compatível com os materiais cerâmicos e para otimizar o desempenho mecânico, dificultando a falha adesiva do conjunto (Cooper et al., 2016; Tribst et al., 2019).

Estão disponíveis no mercado blocos cerâmicos CAD/CAM comercializados

com a furação pronta para o encaixe sobre os links metálicos, parte de um sistema fechado em que há apenas compatibilidade do material restaurador com um desenho específico de pilar, fazendo com que os fabricantes de implantes se adequem à condição do fabricante do material restaurador. Entretanto, é crescente o número de sistema abertos, nos quais o desenho tanto externo quanto interno da coroa protética é usinada, conferindo maior liberdade ao profissional na escolha tanto da marca e modelo do link metálico quanto do material restaurador, atentando-se apenas à capacidade do centro de usinagem reproduzir a geometria da área cimentável do pilar. A porção cerâmica sobre um link metálico pode ser confeccionada com uma peça única, denominada “*One-piece design*” ou a partir de uma mesoestrutura com cobertura por outro material, caracterizando o modelo “*Two-piece design*”, cada qual com características estéticas diferentes diante das diferentes propriedades ópticas e mecânicas dos materiais cerâmicos (Hajimiragha et al., 2014).

Diante desta revisão da literatura, mostra-se válida a realização de novas análises quanto a forma híbrida de composição dos pilares protéticos e seu desempenho para a reabilitação de implantes, considerando as características dos pilares protéticos no comportamento biomecânico do conjunto implante e prótese sobre implante.

## **2.7 Análises pelo método de elementos finitos**

Os estudos clínicos randomizados representam o padrão ouro para as respostas científicas embasadas em dúvidas clínicas, porém, apresentam dificuldades operacionais desde a composição da amostragem e sua composição e manutenção, além de elevados custos e demanda de longo tempo de acompanhamento para obtenção de resultados fidedignos (Bhide et al., 2018). Com o objetivo de simular as condições clínicas com controle das variáveis, a bioengenharia faz uso da análise de elementos finitos para entendimento das distribuições de tensão e entendimento do comportamento biomecânico dos conjuntos reabilitadores nas próteses sobre implante (Korkmaz, Kul, 2021).

O método de análise por elementos finitos trata-se de uma estratégia

computacional de um modelo teórico obtido com informações de regiões que por vezes são inacessíveis por outros métodos, possibilitando isolar variáveis e delinear teorias iniciais para o entendimento de condições específicas e para o desenvolvimento de novos produtos (Tribst et al., 2017).

A precisão dos resultados, assim como a extrapolação para o entendimento clínico do comportamento biomecânico, depende da qualidade dos modelos utilizados nas análises, podendo estes serem obtidos por modelagem manual ou a partir de escaneamentos ou tomografias computadorizadas, podendo ser feita a simplificação dos desenhos em áreas de pouco interesse sem prejuízos dos resultados (Tribst et al., 2020).

Com o objetivo de entender a biomecânica de coroa cimentadas sobre implante com a interposição de um material polimérico, Zhang et al. (2020) realizaram a análise de elementos finitos e submeteram o conjunto composto por implante, pilar protético, infraestrutura polimérica no grupo experimental e coroa protética com aplicação de carga vertical de 200 N e não-axial em 45° de 100 N. Concluíram que a presença de um material polimérico interpondo o pilar protético e a coroa protética resulta em um espaço de amortecimento, reduzindo significativamente o estresse sobre o corpo do implante e a coroa.

Em busca da melhor solução reabilitadora para uma restauração sobre implante em região de incisivo central superior, Korkmaz, Kul (2021) realizaram análise de elementos finitos com implantes de  $\varnothing$  3.5 x 12 mm com links metálicos angulados em 17° e 25°, além de pilares angulados convencionais em titânio e pilares angulados em zircônia, com aplicação de cargas vertical e oblíqua de 100N tanto na região de cingulo quanto na região incisal. A utilização do link metálico reduziu a concentração de estresses sobre parafuso passante, pilar, coroa e implante, principalmente sob carregamento não-axial.

Com o objetivo de entender a diferença da conexão protética no comportamento biomecânico das próteses sobre implantes, Cho et al. (2018) realizaram análise de elementos finitos utilizando um modelo de conexão cônica interna única com angulação de 11° e outro modelo com dois cones internos, com aplicação de carga não-axial de 200N em 45°, concluindo que a presença de dois cones na conexão protética reduz a área de contato do pilar com o implante, aumentando a concentração de tensão e podendo gerar intercorrências mecânicas

com maior facilidade. De mesmo modo, Torkzaban et al. (2019) buscaram entender a micromovimentação existente no pilar protético sobre 3 diferentes modelos de implantes (Astra, Intra-Lock e SPI) a partir da análise de elementos finitos. Obtiveram os desenhos a partir do escaneamento das amostras e aplicaram carga de 100 N em 45 ° diretamente sobre o pilar na face palatina. Observaram maior concentração de tensão na porção coronal dos implantes da face palatina em função do carregamento compatível com um elemento anterior. Apesar de terem encontrado superioridade estatística com menor microvimentação do pilar sobre o implante Astra, seguido dos implantes da Intra-Lock e da SPI, não houve diferença na concentração de tensão no osso alveolar.

### 3 PROPOSIÇÃO

Avaliar a influência de pilares Link Universal com diferentes alturas de cimentação, na sobrevivência sob fadiga cíclica e o comportamento biomecânico de restaurações implanto-suportadas.

#### Hipóteses

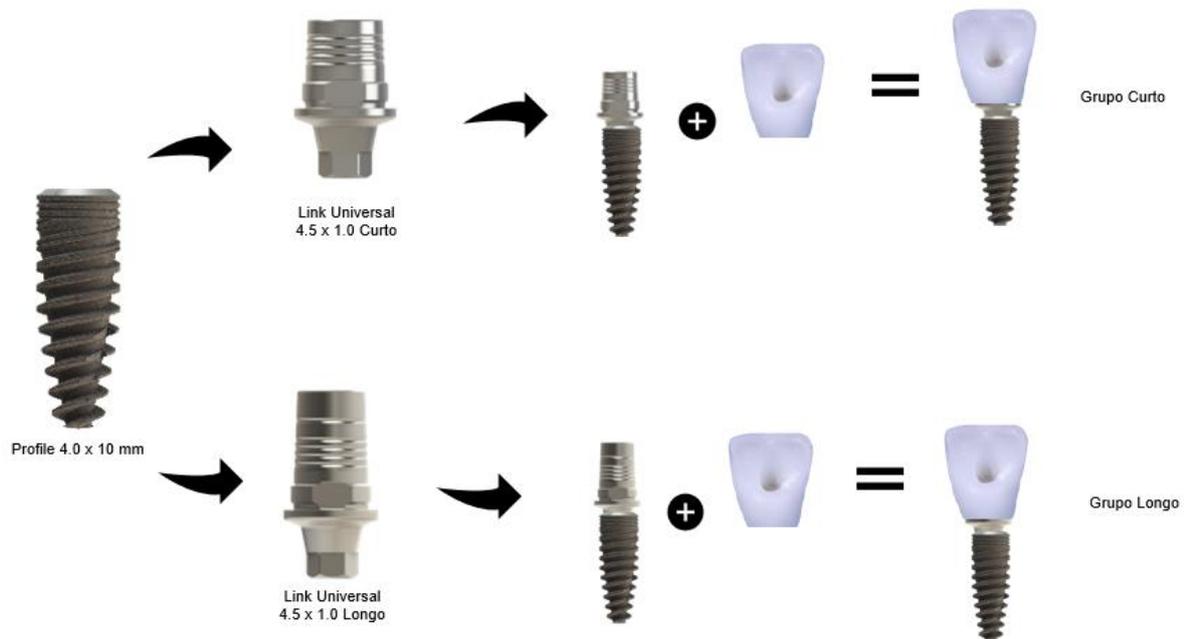
H1: o pilar curto apresenta maior resistência mecânica por concentrar menos esforços devido ao menor momento fletor na aplicação da carga.

H2: o pilar longo apresenta melhor retenção da coroa devido a maior área cimentável.

## 4 MATERIAL E MÉTODOS

Foram empregados para esta metodologia implantes de titânio Profile 4.0 x 10 mm (Titaniumfix, São José dos Campos, SP, Brasil) com pilares de Link Universal Ø4.5 x 1.0 mm (diâmetro x cinta) em duas alturas: curto com 4 mm e longo com 5.5 mm. A ilustração abaixo (Figura. 1) apresenta em forma esquemática como foi feita a divisão dos grupos experimentais:

Figura 1 – Ilustração da divisão dos grupos experimentais (n = 20)



Legenda: Sequência esquemática da composição dos dois grupos experimentais.  
Fonte: Elaborada pelo autor.

#### 4.1 Produção de corpos de prova

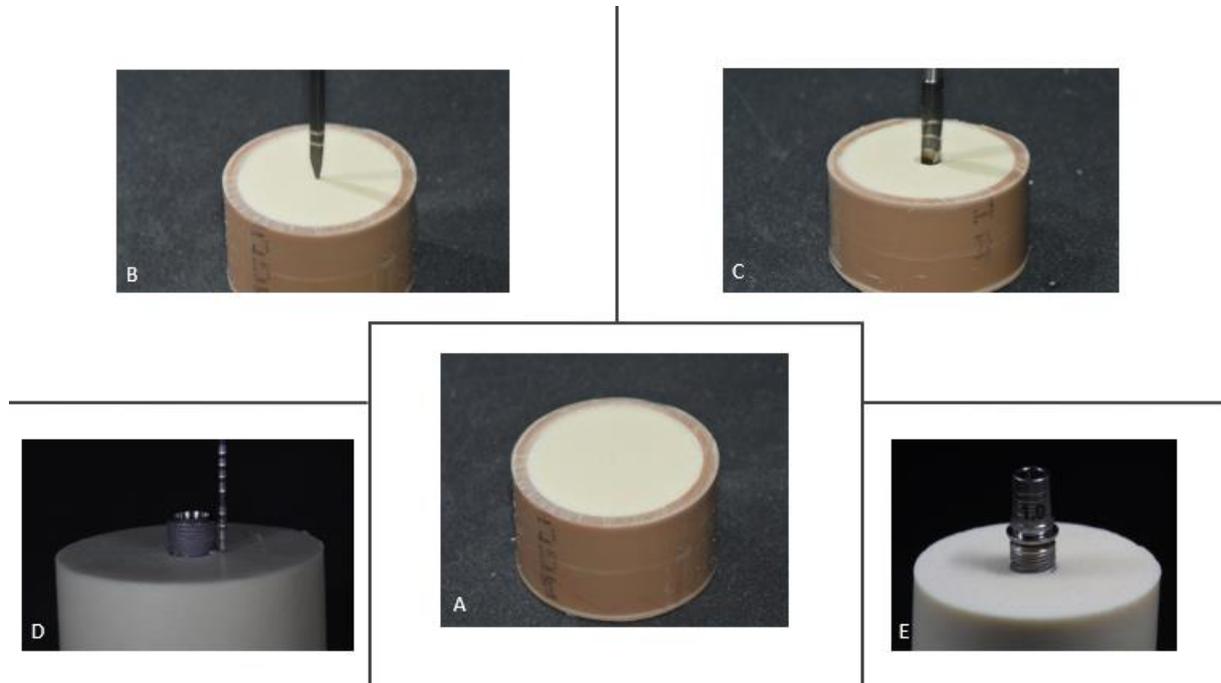
Blocos em poliuretano foram confeccionados com secções de tubos de PVC com diâmetro de  $\frac{3}{4}$  de polegada (F160, Axson Technologies, Saint-Ouen-l`Aumône, França) com módulo elástico uniforme (poliuretano: 3,6 GPa) (Wiskott, Belser, 1999).

A resina de poliuretano foi manipulada com medidas iguais de uma base e um catalisador em grau de borracha até sua completa homogeneização. A resina foi vertida nos tubos de PVC e esse conjunto foi levado sob pressão de 45 lbs em pressurizadora a vácuo (Protecni, Araraquara, São Paulo, Brasil) para evitar a incorporação de bolhas.

Após a polimerização da resina, as superfícies foram regularizadas com lixas de SiC (#220, #320, #400 e #600) sob constante irrigação utilizando uma politriz automática (Ecomet / Automet 250, Buehler, Illinois, EUA) para remoção de irregularidades periféricas do espécime.

Foi utilizado o kit cirúrgico Profile nas bases prontas para preparo do leito receptor dos implantes (Titaniumfix, São José dos Campos, Brasil). As perfurações com 7 mm de profundidade seguiram a sequência sugestiva de fresas do fabricante com velocidade de 1200 rpm, respeitando o torque de instalação de aproximadamente 35 N.cm, mensurado com um torquímetro manual. Em cada bloco foi instalado um implante com macrogeometria de núcleo cônico e conexão cone morse com 4.0 mm de diâmetro e 10 mm de comprimento no nível do poliuretano (B-fix Profile, Titaniumfix, São José dos Campos, Brasil) mantendo 3 mm dos implantes expostos acima da superfície resina, conforme a ISO para fadiga de implantes dentários (ISO 14801:2007) (Figura 2).

Figura 2 - Sequência de confecção dos corpos de prova



Legenda: A) Bloco em poliuretano, envolvido com tubo de PVC com diâmetro de  $\frac{3}{4}$  de polegada; B) Perfuração do bloco com a fresa lança Ø 2,0 mm; C) Utilização da fresa helicoidal Ø 3.4 mm; D) Instalação do implante com 3 mm de exposição; E) Implante com Pilar Link Universal 4.5 x 1.0 mm longo instalado.

Fonte: Elaborada pelo autor.

#### 4.1.1 Produção de coroas em CAD/CAM

As coroas monolíticas em CAD/CAM foram usinadas utilizando os blocos de Zircônia Prettau® 4 Anterior® (Zirkonzahn Worldwide, Gais, Bz, Itália) no sistema ZirkonZahn CAD/CAM (Computer-Aided Design / Computer Aided Manufacturing) de acordo com as recomendações do fabricante. As coroas de ambos os grupos foram fabricadas com a mesma anatomia, relativa a um incisivo central superior, com espessura palatina mínima de 1 mm, parede cervical de 0,8 mm ao redor da base e terminal cervical de 0,4 mm; com a inserção dessas informações no software CAD. Com a programação virtual do trabalho realizada passou-se para o procedimento de fresagem.

Após a fresagem das coroas, o bloco de zircônia foi removido do centro de

usinagem (Figura 3) e realizada a remoção de cada peça com disco diamantado dupla face nº 7 (Talmax, Curitiba, Paraná, Brasil). O procedimento de pigmentação intrínseca das coroas foi feito na sequência pelo processo de embebição, sendo imersas no líquido de pigmentação na cor A2 durante dez segundos e mantidas na sequência sob a lâmpada de infravermelho durante 60 minutos, conforme orientação do fabricante. Esse procedimento teve por objetivo permitir a secagem e volatilização do líquido de pigmentação excedente, impedindo a contaminação do forno no processo seguinte de sinterização.

Figura 3 – Resultados dos blocos de zircônia fresado



Fonte: Foto cedida por Jefferson Matos.

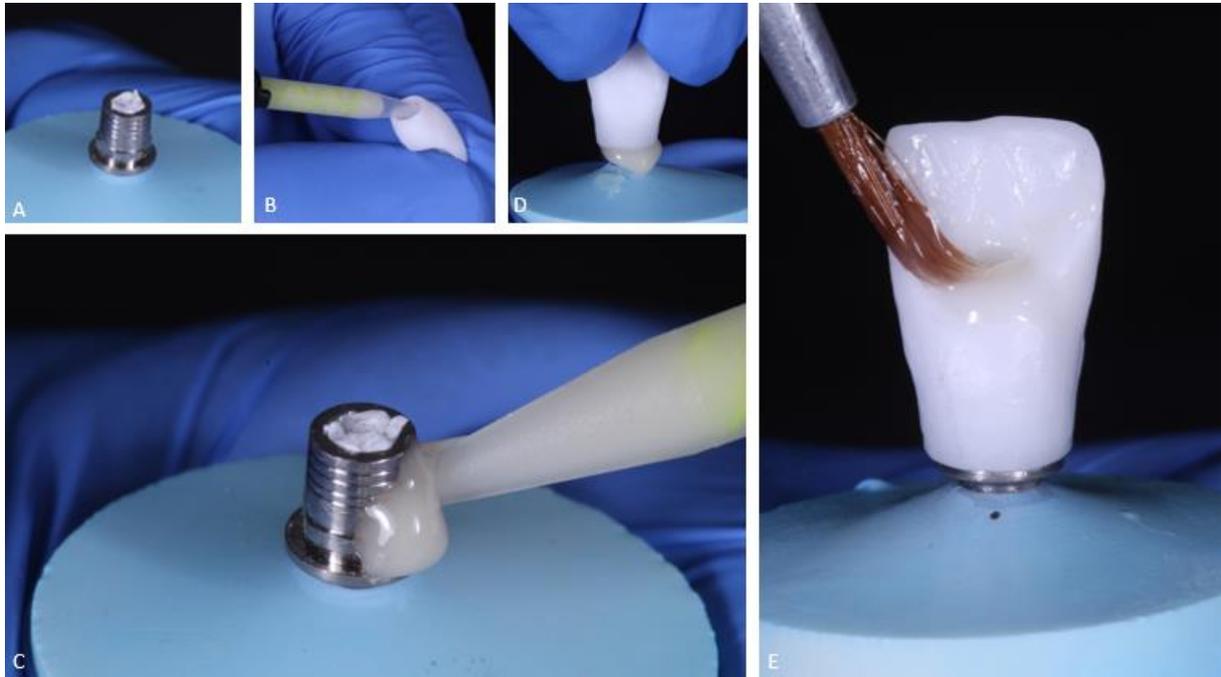
Após o processo de pigmentação intrínseca e secagem dos corpos de prova, as coroas passaram para o forno Zirkonofen 600 (Zirkonzahn Worldwide, Gais, Bz, Itália) e foram mantidas por 8 horas no ciclo de sinterização, onde ocorre o aumento de temperatura durante as três primeiras horas até 1600 °C, resultando em um

aumento médio de 8,9 °C por minuto. Após o período de três horas, a temperatura é mantida constante a 1600 °C por mais duas horas, seguida da redução gradual da temperatura nas três horas faltantes. Após o ciclo de sinterização, foi realizado o teste de adaptação das coroas sobre os pilares, observando o assentamento. Todas as coroas mostram-se válidas para ser cimentadas sobre os pilares.

#### **4.1.2 Cimentação de coroas em CAD/CAM**

O processo de cimentação das coroas sobre os pilares é documentado na Figura 4. As coroas monolíticas confeccionadas com a perfuração palatina foram polidas e limpas. Todos os pilares protéticos Link Universal (Titaniumfix, São José dos Campos, Brasil) foram jateados com partículas de óxido de alumínio de 50 µm (Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>) a uma pressão de 1,5 bar com posicionamento em 90°, utilizando um análogo de implante para auxiliar no trabalho laboratorial. Em seguida, todas as peças foram limpas em lavadora ultrassônica por 5 min com álcool isopropílico e a secagem da superfície do link metálico foi realizada com jato de ar livre de óleo, recebendo em seguida uma camada de primer para metal (Alloy Primer, Kuraray Noritake Dental Inc., Okayama, Japão) por 60 segundos. Os orifícios de acesso ao parafuso foram protegidos com uma fita de Teflon para impedir o extravasamento do agente de cimentação de cura dual, Panavia V5 (Kuraray Noritake Dental Inc., Okayama, Japão), que permite uma uniformidade na cimentação da peça protética. A aplicação do cimento resinoso foi feita com uma ponta misturadora que garante o total preenchimento da área a alívio projetada para o escoamento do material. Em seguida, a coroa foi assentada sobre o pilar e o excesso de cimento foi removido fazendo uso de um pincel fino (Pincel Pelo Marta, Tigre, Joinville, SC). Após a remoção de todos os excessos, a fotoativação foi feita utilizando um aparelho fotoativador de LED (BluePhase, 800mW/cm<sup>2</sup>, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein). A linha de cimentação foi polida utilizando o kit de borrachas de silicones para polimento DHPro Kit Ceram 7 (Paranaguá, PR, Brasil) a 5000 rpm. O lóbulo antirrotacional foi mantido para a vestibular em todas as amostras para padronização da indexação protética.

Figura 4 - Sequência de preparação dos corpos de prova



Legenda: A) Pilar Link Universal parafusado sobre implante; B) Manipulação do agente cimentante e inserção no interior da coroa; C) Aplicação do agente cimentante sobre o pilar; D) Assentamento da coroa sobre o pilar com extravasamento do agente cimentante; E) Remoção do excesso de cimento do acesso do parafuso.

Fonte: Elaborada pelo autor.

De acordo com os parâmetros definidos na ISO 14801:2007, a simulação da função das coroas foi realizada com uso de dispositivos de carregamento hemisférico, cujo formato permitiu a aplicação da carga em um único ponto de área palatina em todas as amostras, evitando a concentração desigual das forças e a deformação das amostras de maneira prematura.

Os testes foram realizados apenas por um operador treinado e cada amostra foi numerada previamente à realização dos testes dentro dos seus grupos de maneira aleatória.

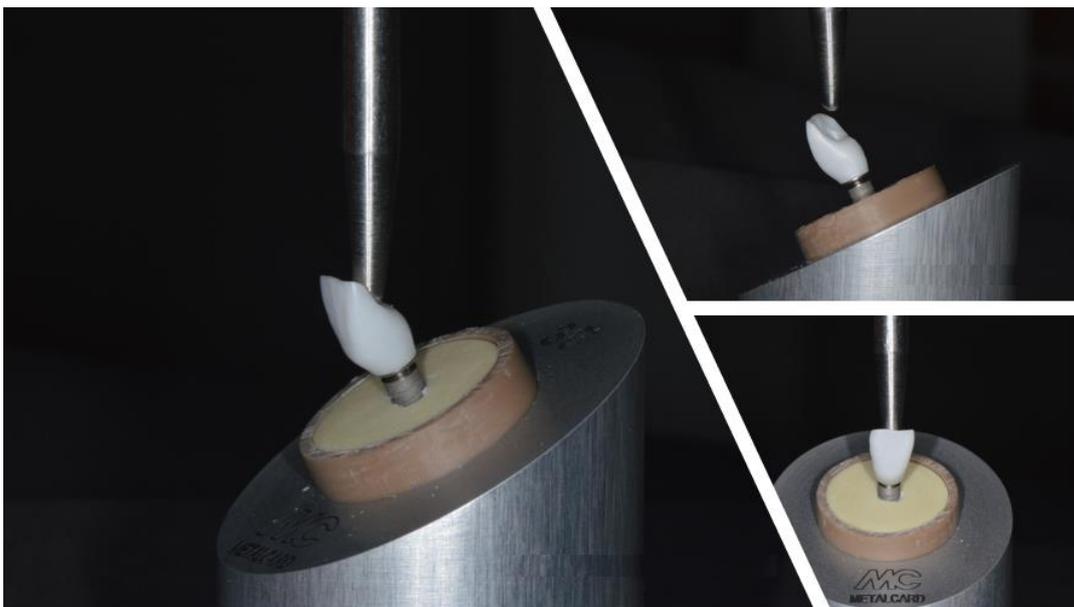
#### 4.2 Análise por microscopia eletrônica de varredura (MEV)

Amostras representativas dos implantes (B-fix Profile, Titaniumfix, São José dos Campos, Brasil) foram analisadas quanto a sua morfologia superficial em microscópico eletrônico de varredura (MEV, Inspect S50, FEI Company, Brno, República Tcheca). As amostras não necessitaram receber a cobertura de ouro para avaliação da composição do material na superfície, pois trata-se de um material inerentemente condutor.

### 4.3 Carga máxima para fratura

Dez espécimes de cada grupo foram submetidos ao teste de carga relativo a aproximadamente de 10 em função. Para tanto, as amostras foram fixadas em uma base com 30° de angulação em relação ao solo (ISO 14801:2007) (Figura 5) e submetidos a uma carga compressiva de 0.5mm/min em uma máquina de ensaio universal (Emic DL-1000, Emic, São José dos Pinhais, PR, Brasil).

Figura 5 – Amostra fixada em base com 30° de angulação em relação ao solo (ISO 14801:2007)



Legenda: Corpos de prova sendo submetidos a uma carga compressiva de 0.5mm/min em máquina de

ensaio universal.

Fonte: Elaborada pelo autor.

#### 4.4 Análise da sobrevivência em fadiga

As amostras foram posicionadas em uma base com ângulo de 30° em relação a base do simulador de fadiga mecânica (ER 37.000 Plus, Erios; São Paulo, Brasil) para o teste de sobrevivência em fadiga e receberam 2.000.000 ciclos na frequência de 2 Hz e carga de 200 N com aplicador de aço inoxidável de 1,6 mm de diâmetro, conforme descrito na norma ISO 14801:2007, com as amostras imersas em água destilada a 37 °C.

A análise de resistência à fadiga foi realizada na sequência através do teste *stepwise* descrito por (Guilardi et al., 2020). As amostras foram testadas na máquina de fadiga mecânica (Biocycle, Biopdi, São Carlos, Brasil), com o mesmo dispositivo do teste monotônico, inclinadas em 30°, com frequência 9 Hz conforme Bordin et al. (2018). Foram analisados os perfis de carga iniciando em 100 N com acréscimo de carga a cada perfil seguinte, em intervalos de 10000 ciclos.

O número de ciclos e a carga em que as amostras fraturaram durante o teste de fadiga foram analisados pelo software de confiabilidade SPSS statistics (IBM, Chicago II, Estados Unidos) usando a função de análise de sobrevivência, Kaplan Meier e Mentel-Cox (Log Rank) ( $p < 0.05$ ).

Figura 6 – Amostra fixada em base com 30° de angulação em relação ao solo durante teste de fadiga *stepwise*

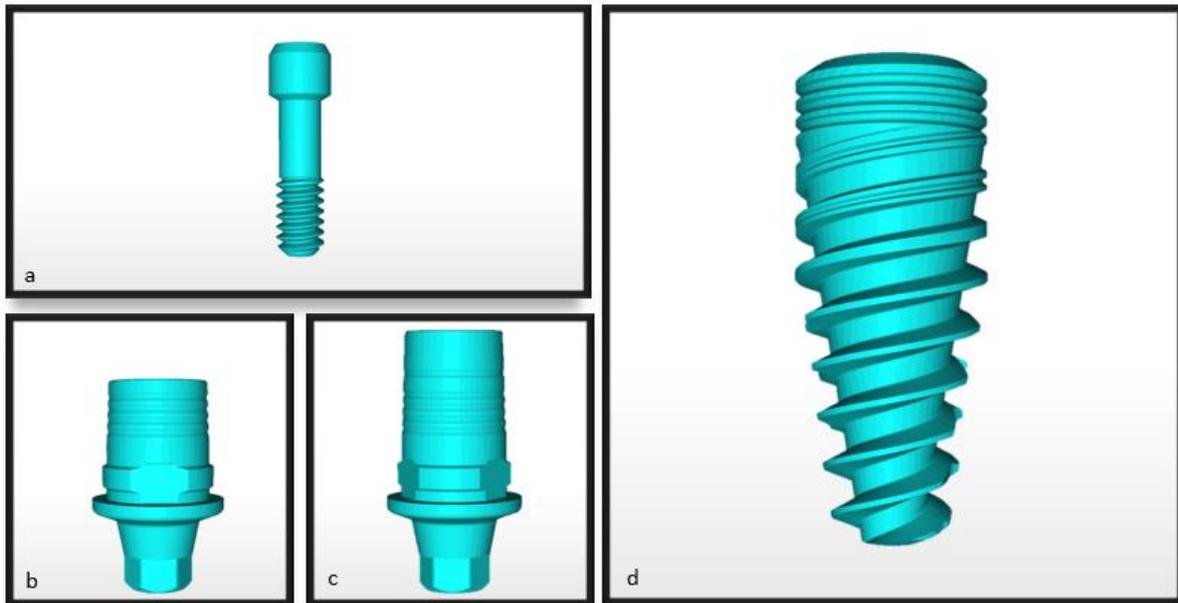


Fonte: Elaborada pelo autor.

#### 4.5 Análise pelo método de elementos finitos

Os desenhos do implante Profile 4.0 x 10 mm, dos pilares Link Universal 4.5 x 1.0 mm (short) e 4.5 x 1.0 mm (long) e o parafuso passante do pilar foram obtidos no formato “.stl” diretamente com o fabricante (Titaniumfix, São José dos Campos, São Paulo, Brasil) (Figura 7). Com o software Rhinoceros (version 5.4.2 SR8, McNeel North America, Seattle, WA, EUA) foram traçadas linhas sobre o arquivo “.stl” com o comando *polylineonmesh*, seguido do corte das linhas com o comando *split* e simplificação das linhas com o comando *rebuild*. As diversas superfícies foram criadas com linhas contíguas utilizando o comando *networksurface*, finalizando a obtenção das superfícies com o comando *hide* para as linhas e *networksurface* entre as bordas das superfícies.

Figura 7 – Imagens de “.stl” obtidos com o fabricante (Titaniumfix, São José dos Campos, São Paulo, Brasil)



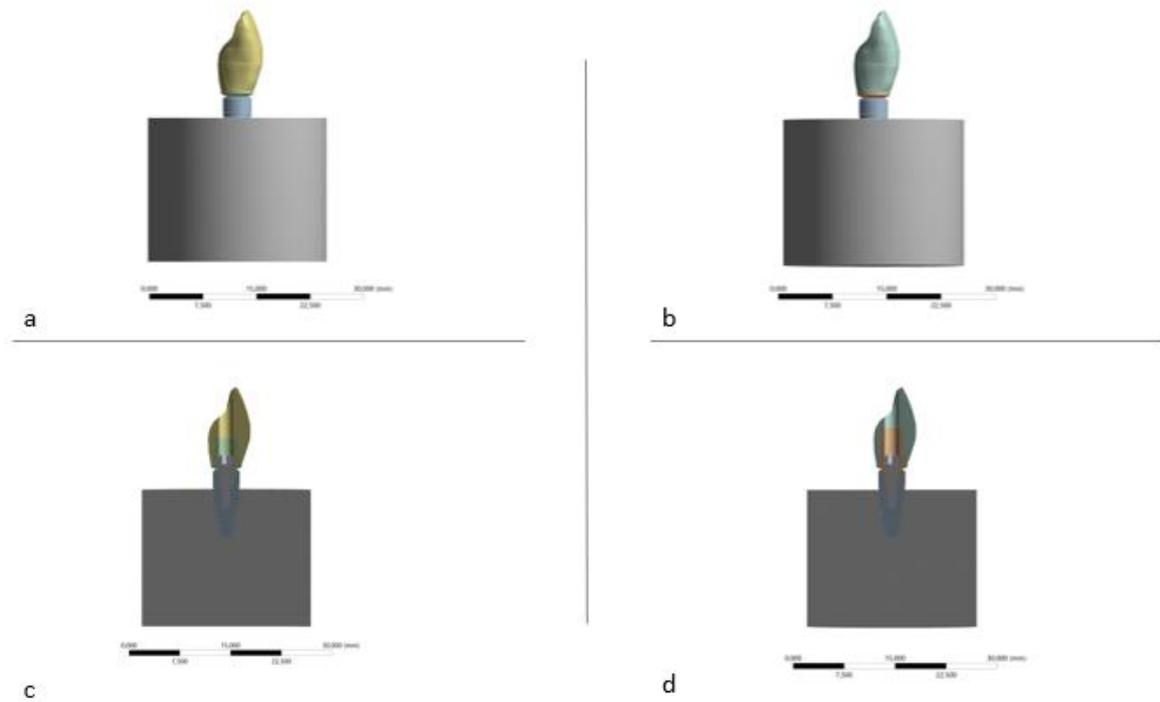
Legenda: Vista frontal do parafuso passante (a), Link Universal curto (b), Link Universal longo (c) e implante Profile 4.0 x 10 mm (d).

Fonte: Elaborada pelo autor.

A partir das imagens isoladas de “.stl” do implante, pilar e parafuso passante, foi realizada a montagem do conjunto composto por bloco ósseo, implante, pilar com parafuso passante e coroa monolítica, de modo idêntico à condição ensaiada no teste de resistência à fadiga.

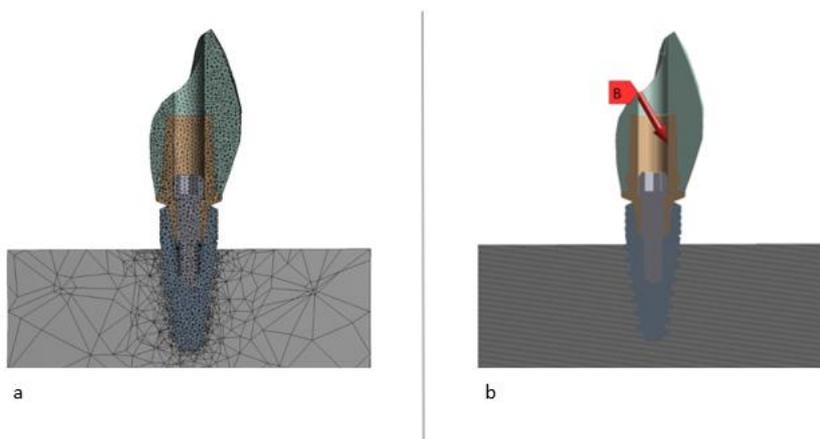
Os modelos tridimensionais foram exportados para o software Ansys (ANSYS 19.2, ANSYS Inc., Houston, TX, USA) com o objetivo de realizar a análise estrutural com aplicação de carga (Figura 8). As propriedades dos materiais foram utilizadas com base na literatura e todas as estruturas foram consideradas homogêneas, isotrópicas e elásticas, procurando a reprodução biomecânica mais próxima da realidade clínica. As malhas foram obtidas automaticamente com elementos não trabalhados, sendo que o refinamento da malha foi realizado pelo próprio software com a obtenção de 925.232 nós, a partir do qual foi realizada a aplicação da carga não -axial de 450 N em 30° conforme a ISO 14801:2007 (Figura 9).

Figura 8 – Montagem dos conjuntos compostos por implante, pilar, parafuso passante e coroa monolítica e coroa monolítica



Legenda: Montagem tridimensional do grupo Pilar Curto (a) e Pilar Longo (b) e secção da montagem do grupo Pilar Curto (c) e Pilar Longo (d).  
Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 9 – Malhas obtidas e eixo da aplicação da carga



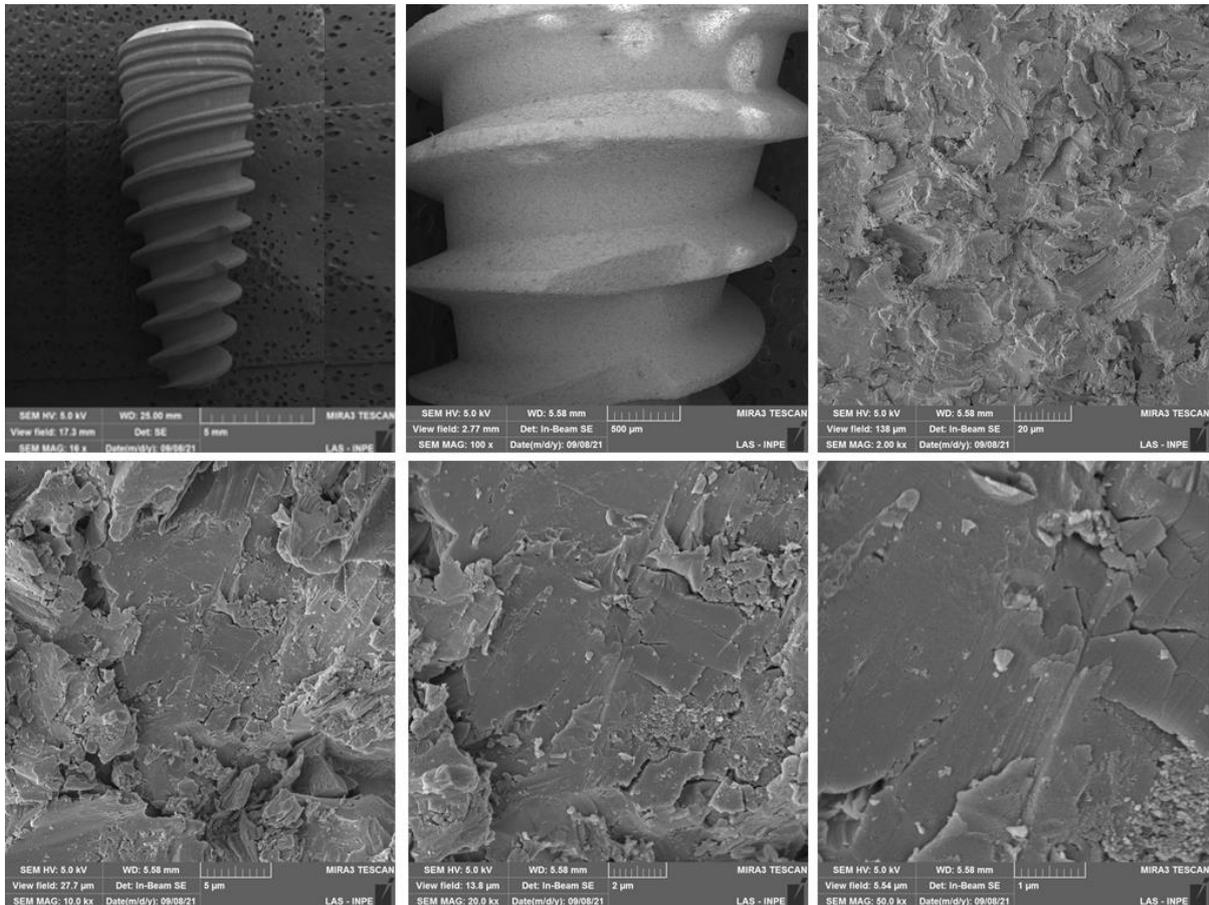
Legenda: Malhas obtidas automaticamente com elementos não trabalhados (a) e eixo da aplicação da carga (b).  
Fonte: Elaborada pelo autor.

## 5 RESULTADO

### 5.1 Análise por microscopia eletrônica de varredura (MEV)

A Figura 10 apresenta as imagens de microscopia eletrônica de varredura (MEV) das amostras representativas dos grupos experimentais. Não foram encontradas diferenças topográficas nas superfícies dos materiais e os implantes apresentaram superfícies mais homogêneas nas magnificações de 20 e 100x, enquanto nas magnificações de 10.000, 20.000, 50.000 e 100.000x foi possível observar superfícies irregulares, com a presença de defeitos inerentes ao material.

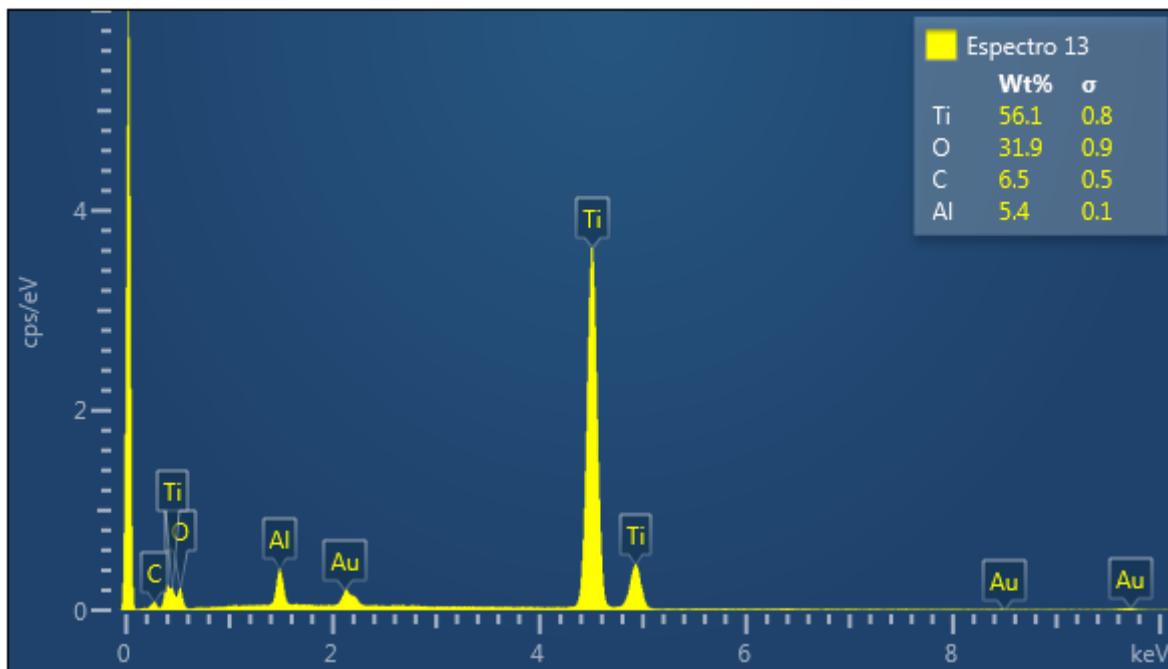
Figura 10 – Micrografias de amostras representativas dos implantes



Legenda: Implante de titânio com aumento de 20, 100x, 10.000, 20.000, 50.000 e 100.000x.  
Fonte: Elaborada pelo autor.

Também foi possível avaliar a partir da microscopia eletrônica de varredura a composição do material na superfície dos implantes, pois se trata de um material inerentemente condutor. Foi possível observar os seguintes microconstituintes na região do corpo do implante e na interface implante e pilar de titânio: Titânio, Oxigênio, Carbono e Alumínio (Figura 11), permitindo mensurar a porcentagem de cada elemento químico (% $\delta$ ) de acordo com o peso de cada elemento na análise (%Wt).

Figura 11 - Composição da região do corpo do implante e interface implante e pilar de titânio através da Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV/EDS)



Fonte: Elaborada pelo autor.

## 5.2 Carga máxima para fratura

Os resultados da análise de carga máxima para fratura estão descritos na Tabela 1. A análise estatística foi realizada a partir do teste a análise de variância de 1 fator com nível de significância de 5% para verificar diferença entre os grupos e os resultados estão descritos na tabela 2.

Tabela 1 – Média  $\pm$  Desvio padrão dos dados parciais obtidos por resistência na análise de carga máxima para fratura para o grupo Link Universal Longo e para o grupo Link Universal Curto

<b>Grupos</b>	<b>Média (kgf)</b>	<b>Desvio Padrão</b>
Longo	39,435	$\pm$ 6,96
Curo	43,004	$\pm$ 7,68

Fonte: Elaborada pelo autor.

Tabela 2 – Análise de variância de 1 fator para verificar se há diferença entre a resistência de carga máxima para fratura para o grupo Link Universal Longo e para o grupo Link Universal Curto

ANOVA						
<i>Fonte da variação</i>	<i>SQ</i>	<i>gl</i>	<i>QM</i>	<i>F</i>	<i>valor-P</i>	<i>F crítico</i>
Entre grupos	63,688805	1	63,688805	1,866983	0,188649	4,413873

Fonte: Elaborada pelo autor.

Diante do resultado com  $p > 0,005$ , não houve diferenças estatisticamente significantes entre os pilares Link Universal Longo e Link Universal Curto em relação à resistência a carga máxima para fratura.

### 5.3 Análise de sobrevivência à fadiga

Devido à ausência de falha de qualquer amostra ao término dos 2.000.000 de ciclos na frequência de 2 Hz e carga de 200N, foi realizado também o teste *stepwise*.

Desse modo, as médias e o intervalo de confiança de resistência à fratura e de ciclos para fratura foram obtidos nos testes de Kaplan-Meier e Mantel-Cox (log-rank, 95%), apresentados na Tabela 3. Os grupos de estudo (curto e longo) foram estatisticamente semelhantes em relação ao número de ciclos necessários para a fratura ( $p=0,078$ ), entretanto, em relação à resistência à fratura o grupo longo foi estatisticamente superior ao grupo de pilares curtos ( $p=0,014$ ).

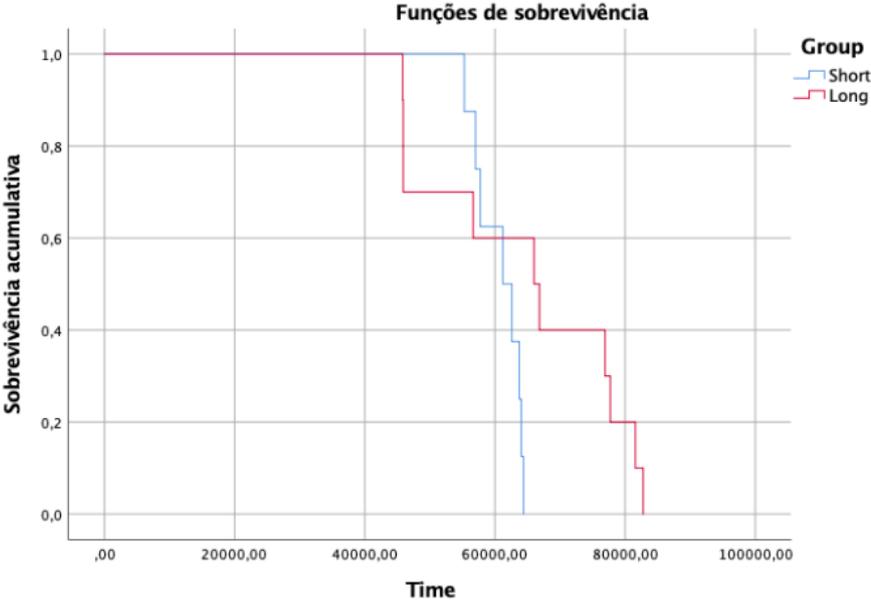
Tabela 3 – Média de resistência à fadiga e de ciclos para fratura dos grupos estudados. Médias, desvios-padrão e intervalos de confiança por Kaplan Meier e Log Rank (Mantel-Cox) ( $\alpha=0.05$ )

Grupo	Média (ciclos)	Desv-pad	IC-minimo	IC-máximo	Média (carga)	Desv-pad	IC-minimo	IC-máximo
Curto	60760,0	1264,8	58280,83	63239,16	400,0	0,0	400	400
Longo	64610,4	4791,4	55219,12	74001,67	450,0	16,6	417,3	482,6

Fonte: Elaborada pelo autor.

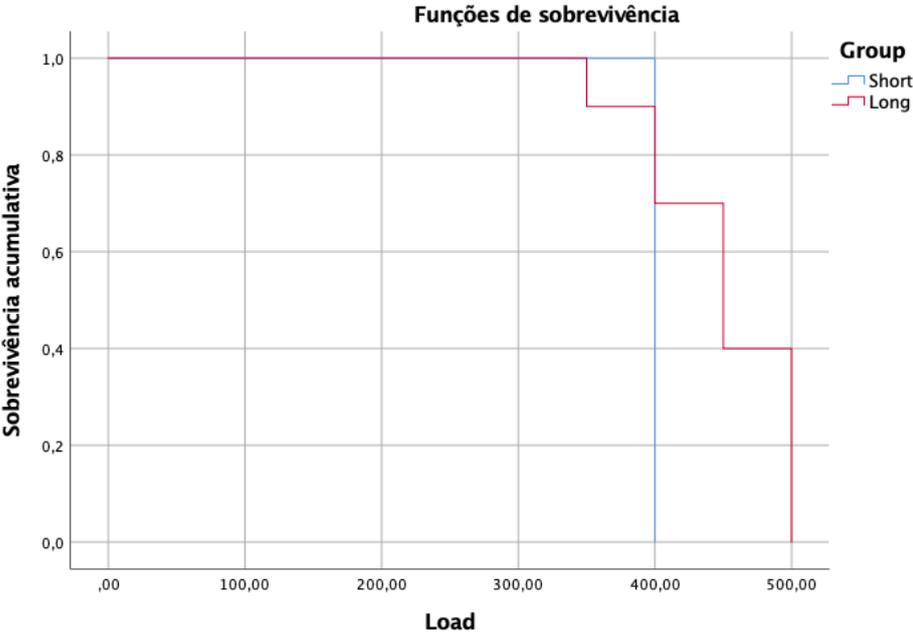
Os gráficos de sobrevivência dos grupos em função do tempo (número de ciclos) e carga estão apresentados nas figuras 12 e 13. A tabela 4 mostra a probabilidade de sobrevivência dos grupos experimentais em cada um dos *steps* de carga e número de ciclos.

Figura 12 – Gráfico de sobrevivência dos grupos em função do tempo (ciclos)



Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 13 – Gráfico de sobrevivência dos grupos em função da carga (N)



Fonte: Elaborada pelo autor.

Tabela 4 – Probabilidade de sobrevivência dos grupos experimentais de acordo com a carga aplicada e número de ciclos (*step*)

Ciclos Totais/Carga em N									
Grupo	5000/ 100	15000/ 200	25000/ 250	35000/ 300	45000/ 350	55000/ 400	65000/ 450	75000/ 500	85000/ 550
Curto	1	1	1	1	1	0,875 (0,11)	0	0	0
Longo	1	1	1	1	0,900 (0,09)	0,600 (0,15)	0,500 (0,15)	0,300 (0,14)	0

Fonte: Elaborada pelo autor.

A probabilidade de sobrevivência dependendo da carga ou da quantidade de ciclos é diferente entre os grupos. Por exemplo, com uma missão de 400N, a probabilidade de sobrevivência do pilar curto é de 87%, enquanto a do pilar longo é de 60%. Entretanto, com 450N o pilar longo tem 50% de chance de sobrevivência, já o pilar curto não possui nenhuma chance de sobrevivência.

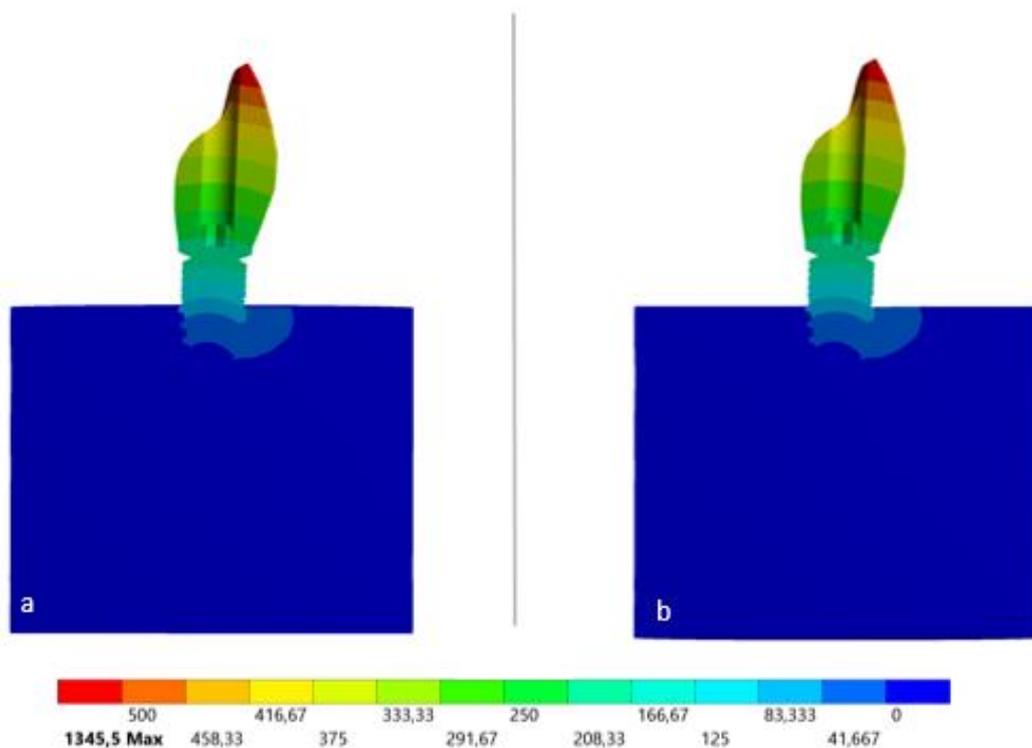
#### 5.4 Análise pelo método de elementos finitos

Os modelos permitiram observar a distribuição de tensão em todas as estruturas do conjunto composto por implante, pilar protético com parafuso passante e material restaurador, adotando a tensão máxima principal (MPa) como critério de possíveis falhas em cada uma das estruturas citadas. A partir de plotagens visuais, evidenciou-se o comportamento biomecânico em função da aplicação da carga. Para facilitar a análise qualitativa e a comparação das diferentes condições de análise e entre grupos, foi utilizada uma mesma escala (MPa), com exceção da análise isolada do parafuso passante. Deste modo, as cores mais quentes indicam as áreas com

maior concentração de tensões.

A primeira variável analisada foi em função do deslocamento máximo de conjunto, com evidenciação do deslocamento da região incisal da coroa protética (Figura 14), com pico máximo de tensão de 1.345,50 MPa tanto sobre o Pilar Curto quanto sobre o Pilar Longo.

Figura 14 – Deslocamento máximo do conjunto

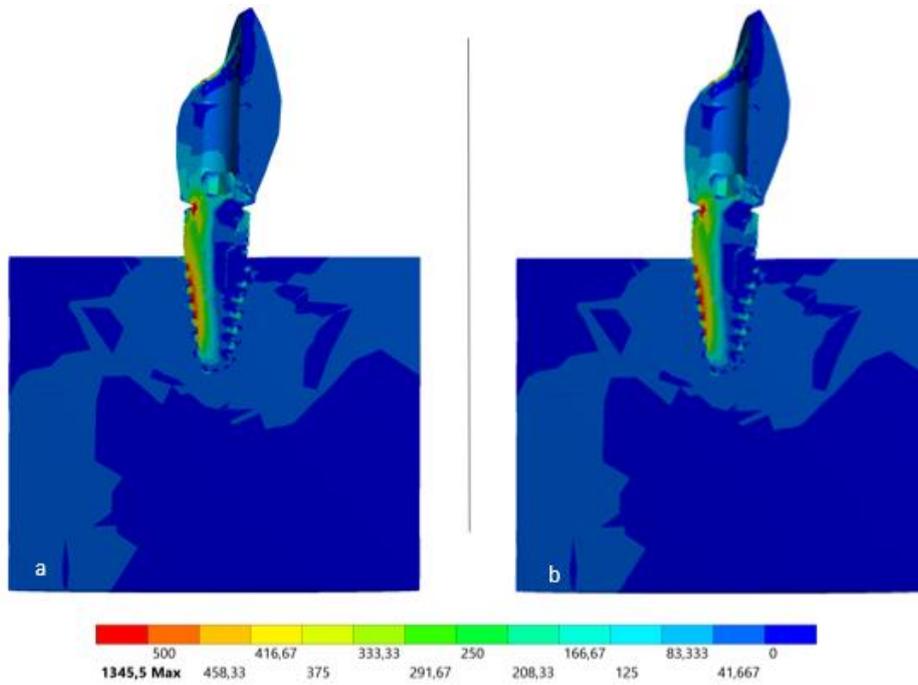


Legenda: Deslocamento máximo do conjunto com o Pilar Curto (a) e com o Pilar Longo (b).

Fonte: Elaborada pelo autor.

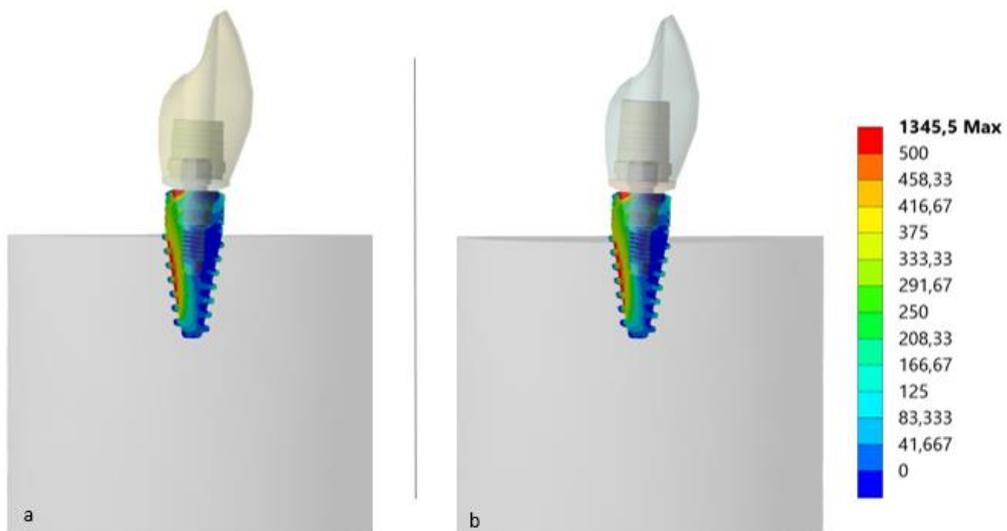
O stress máximo sobre o conjunto total foi analisado nos dois grupos (Figura 15), com maior concentração de tensão nos dois pontos de fulcro do conjunto, no contato entre osso e implante e no contato do pilar protético com a conexão protética do implante, não sendo possível observar diferenças qualitativas entre o comportamento dos pilares curto e longo. Em função da maior concentração de tensões nos dois pontos de fulcro, foi feita a plotagem evidenciando os componentes do conjunto para facilitar a visualização (Figura 16).

Figura 15 – Stress máximo do conjunto



Legenda: Concentração de tensões no conjunto com Pilar Curto (a) e Longo (b).  
Fonte: Elaborada pelo autor.

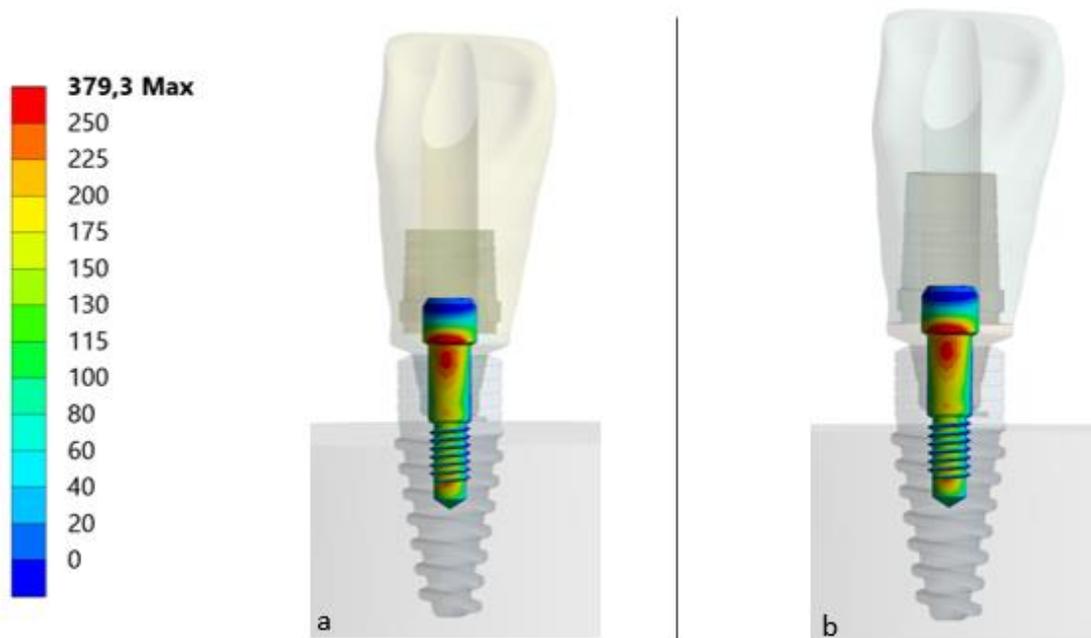
Figura 16 – Stress máximo do implante



Legenda: Concentração de tensões no implante com Pilar Curto (a) e Longo (b).  
Fonte: Elaborada pelo autor.

Considerando que o parafuso protético é sempre o ponto mais frágil do sistema, foi realizada uma análise isolada do seu comportamento biomecânico entre os grupos (Figura 17), com uma escala (MPa) diferente das demais análises. A partir da plotagem visual é possível observar o comportamento semelhante do parafuso protético em ambos os grupos.

Figura 17 – Stress máximo do parafuso passante



Legenda: Concentração de tensões no parafuso passante com Pilar Curto (a) e Longo (b).  
Fonte: Elaborada pelo autor.

## 6 DISCUSSÃO

O presente estudo avaliou a sobrevivência do pilar para CAD/CAM Link Universal com diferentes alturas de cimentação na reabilitação unitária de prótese sobre implante e, com base nos resultados obtidos não demonstraram falha no teste mecânico de fadiga, porém, conduzidos à falha pelo teste de fadiga *stepwise*, foi possível rejeitar as hipóteses propostas. O conjunto composto por implante, pilar protético e coroa monolítica em zircônia apresentou o mesmo tipo de falha quando submetido ao esforço máximo em fadiga: fratura do parafuso protético após afrouxamento.

Existe grande variedade de desenhos e características de pilares protéticos no mercado e, conseqüentemente, variação do comportamento biomecânico. Os pilares para CAD/CAM avaliados por Silva et al. (2018) variaram entre longos e curtos com medidas respectivamente de 4 a 2.5 mm, enquanto, no presente estudo, a variação foi entre 5.5 e 4 mm. Com o objetivo de avaliar a eficácia da cimentação da coroa protética ao pilar, submeteram os espécimes ao teste de *pull-out* e não encontraram diferenças estatisticamente significantes entre as diferentes alturas de cimentação. Da mesma forma, não houve nenhuma falha adesiva da coroa monolítica sobre os pilares para CAD/CAM diante das duas diferentes alturas de cimentação no presente estudo.

Apesar do objeto do estudo de Lee et al. (2018) ter sido relativo aos efeitos da altura do pilar protético na perda óssea marginal, concluindo que pilares mais longos são mais favoráveis nesse aspecto, ressaltaram não exceder a altura do pilar em 4 mm sob risco de afrouxamento do parafuso protético. Os pilares estudados foram nomeados como pilares personalizáveis e, portanto, consideraram como altura do pilar tanto a área cimentável quanto à altura de cinta, de modo que, maiores alturas de cinta em próteses cimentadas apresentam menor risco de perda óssea marginal principalmente em implantes de conexão cônica interna cuja instalação pode ser feita de modo subcrestal sob o risco de invasão do espaço biológico pela presença do agente de cimentação. Diferente dessa metodologia, o presente estudo padronizou a altura de cinta em 1 mm e variou apenas a altura de cimentação, partindo da premissa

que uma maior altura total do pilar em função da maior área de cimentação apresentará, teoricamente, maiores valores de momento fletor, aumentando o risco de afrouxamento do parafuso, fator também considerado por Lee et al. (2018).

Da mesma forma, Spinato et al. (2018) consideraram diferentes alturas de pilares e sua influência na perda óssea marginal. Assim como Lee et al. (2018), consideraram como altura do pilar o comprimento total, com maior influência da altura de cinta do que a altura de cimentação e concluíram que maiores alturas de cinta são mais favoráveis do ponto de vista biológico e que a otimização dos resultados é alcançada com implantes cuja conexão protética caracteriza-se pelo conceito de plataforma *switch*, assim como no presente estudo, cuja escolha do implante Titaniumfix Profile contemplou essa característica da conexão cônica interna, necessariamente *switch*.

As alturas de pilares protéticos de 1 e 3 mm avaliadas por Pico et al. (2019) consideraram exclusivamente a variação da altura total em função do nível de instalação dos implantes, equicrestal ou subcrestal, portanto, com variação das alturas de cinta e não correlacionaram falhas mecânicas com as diferentes características de altura dos pilares protéticos, assim como Chen et al. (2019).

De diferente modo, Bordin et al. (2019), apesar de analisarem diferentes alturas de pilar também em função da altura de cinta, realizaram a análise com objetivo mecânico a partir da análise de elementos finitos em vez de analisarem a influência na perda óssea marginal. Com diferença entre as alturas totais dos pilares de 2 mm entre o mais longo e o mais curto, encontraram 40% mais tensões nos pilares de maior altura, portanto, com maior risco de falha. Também consideraram na análise diferenças de características do pilar sendo sólido ou com parafuso passante, não havendo diferença diante desse aspecto. O pilar Link Universal empregado no presente estudo apresenta parafuso passante, o que, de acordo também com Bordin et al. (2019) não reduz a sobrevida do conjunto, porém, em termos de falha, tendem a apresentar primeiro o afrouxamento do parafuso passante antes de ocorrer a fratura, enquanto os pilares monolíticos não apresentam o afrouxamento e a falha ocorre por fratura do pilar na porção rosqueável. Em relação ao comportamento mecânico, quando submetidos à carga máxima para a fratura, os pilares curto e longo não apresentaram diferenças estatisticamente significantes, assim como no teste de resistência à fadiga com 2.000.000 em 2 Hz com carga de 200 N, com sobrevivência

de 100% em ambos os grupos. Entretanto, quando submetidos à carga progressiva que ocorresse a falha do pilar, no teste *stepwise*, não houve diferença em relação ao número de ciclos, porém, em relação à resistência à fratura o pilar longo mostrou-se estatisticamente superior. Apesar dos resultados e da superioridade do pilar longo, a carga aplicada foi bastante superior à preconizada pela norma ISO 14801:2007 e compatíveis com extrapolações clínicas (Coray et al., 2016).

Enquanto Spitznagel et al. (2021) analisaram as conformações de coroa monolítica sobre um pilar para CAD/CAM e coroa sobre mesoestrutura, submeteram os espécimes ao teste mecânico de fadiga com a carga oclusal de 198 N em 1.200.000 ciclos na frequência de 1.6 Hz, correspondendo ao comportamento clínico de 5 anos. Os testes mecânicos de fadiga têm por objetivo simular a função mastigatória *in vitro* e o número de ciclos tem impacto significativo na força aplicada até a fratura com valores de carga que variam na literatura de 10 a 1995 N com variação da frequência de 2 a 15 Hz, de acordo com Coray et al. (2016). No presente estudo, o ensaio mecânico de fadiga foi realizado com aplicação de carga de 200 N em 2.000.000 de ciclos na frequência de 2 Hz, com parâmetros dos espécimes de acordo com a norma ISO 14801:2007. Em ambos os estudos, nenhum espécime apresentou falha após completar todos os ciclos do ensaio mecânico e após a sobrevivência de 100%, Spitznagel et al. (2021) submeteram todos os espécimes à carga máxima para fratura e todas elas levaram à falha do material restaurador, com início da fratura no canal de acesso ao parafuso passante, enquanto no presente estudo, as falhas da carga máxima ocorreram por fratura do parafuso passante em função da aplicação não axial da carga, diante da necessidade de aumento progressivo da carga para que fosse alcançada a falha do conjunto pilar e prótese sobre implante.

Apesar de Tribst et al. (2019) terem concluído que em pilares híbridos há maior concentração de tensões na região da interface com possível ocorrência de fraturas, assim como relatado por Pitta et al. (2019) determinaram que a restauração sobre implante composta por coroa cerâmica sobre link metálico com mesoestrutura cerâmica reduz a concentração de tensões na região cervical da coroa. Como não ocorreram falhas do material restaurador no presente estudo após 2.000.000 de ciclos sob carga de 200N em 2 Hz, é possível supor que a característica biomecânica do conjunto composto pelo Link Universal e a coroa monolítica proporcionaram condição favorável na dissipação de tensões.

O fluxo digital protético na reabilitação por próteses sobre implante permite a confecção de coroas com a devida precisão de assentamento aliada a precisão de reprodutibilidade assistida por tecnologia de manufatura por inteligência artificial, possibilitando, hoje, o emprego de novos materiais restauradores monolíticos como zircônia, cerâmicas infiltradas por polímero e outros polímeros, cada material com seu diferente módulo elástico e diferentes comportamento na transmissão de tensões no tecido ósseo periimplantar (Taha, Sabet, 2021). A zircônia foi o material de escolha no presente estudo devido ao objetivo de analisar o comportamento do pilar Link Universal sem que houvesse falha coesiva do material restaurador.

Apesar da característica dos links metálicos de permitirem a adaptação da coroa cerâmica sobre o pilar com ausência de *gap* e sem qualquer micromovimentação devido à escolha correta do agente de cimentação e, desse modo, conferir ao conjunto protético uma área transmucosa na cerâmica (Cooper et al., 2016), o pilar Link Universal permite em sua seleção protética altura de cinta de 0,7 a 4 mm. Objetivando não gerar viés na análise do comportamento da altura de cimentação do pilar, todos os pilares envolvidos no presente estudo eram de mesma altura de cinta, de 1 mm, medida mais frequente entre os demais fabricantes de componentes protéticos para fluxo digital na implantodontia (Tribst et al., 2019).

Devido à característica de sistema aberto do fluxo de trabalho do Pilar Link Universal, não houve limitações técnicas de compatibilidade entre sistemas e a manufatura da peça protética obedeceu a característica monolítica conforme descrita por Hajimaragha et al. (2014), utilizando a biblioteca digital fornecida pelo fabricante do pilar protético.

A escolha do design da coroa protética no delineamento do presente estudo por um incisivo central superior decorre da condição biomecânica menos favorável da reabilitação protética desse elemento, considerando que o longo eixo de instalação do implante não coincide com o longo eixo da raiz dentária natural nem com o longo eixo da aplicação das cargas mastigatórias, além de possuir maior área de contato e, conseqüentemente, maior chance de contatos em movimentos excursivos (Testori et al., 2018).

Apesar das condições mecânicas desfavoráveis determinadas pela ISO 14801:2007 com aplicação de carga em eixo não axial em um implante que simula a perda óssea marginal simula a condição clínica após a saucerização fisiopatológica,

aumentando a probabilidade de fratura do implante (Liaw et al., 2015; Stoichkov, Kirov, 2018), motivo pelo qual foi realizada a caracterização do implante por MEV/EDS. Entretanto, mesmo nessas condições, o implante Profile não apresentou fraturas e sua composição descrita como titânio comercialmente puro Grau IV atendeu as exigências mecânicas além das condições favoráveis mais próximas da realidade clínica.

A análise por elementos finitos não apresentou diferenças no comportamento biomecânico do pilar curto em relação ao pilar longo em função das características físicas muito semelhantes entre eles. Apesar de apresentarem comprimento maior com diferença de 1,5 mm com a mesma conicidade e, devido a isso, induzir o pensamento da presença de maior momento fletor na aplicação das cargas mecânicas, a cimentação da coroa protética pode ter feito com que o conjunto formado por pilar protético e coroa monolítica tenham comportamento de corpo único (Cooper et al., 2016). Desse modo, o comprimento total do conjunto formado por implante, pilar protético e coroa manteve-se semelhante entre os grupos. Além disso, a interposição de um agente de cimentação resinoso entre o pilar protético e a coroa pode ter favorecido o comportamento biomecânico do conjunto ao criar um espaço de amortecimento, que reduz a concentração de tensão sobre o corpo do implante e a coroa, conforme proposto por Zhang et al. (2020).

Apesar da literatura apresentar cargas mais baixas na análise por elementos finitos variando em região de incisivo central entre 100 N (Torkzaban et al., 2019; Zhang et al., 2020; Korkmaz, Kul, 2021) e 200 N (Cho et al., 2018), o presente estudo aplicou a carga de 450 N com base no ensaio de fadiga prévio com base no cenário mais crítico (Bonfante, Coelho, 2016), cuja falha do sistema só ocorreu com cargas mais elevadas e tendo ocorrido a fratura do pilar somente após, em fadiga, ter ocorrido o deslocamento do pilar do interior do implante por afrouxamento do parafuso protético. As regiões de concentração de tensão no presente estudo se assemelharam dos resultados encontrados na literatura (Cho et al., 2018; Torkzaban et al., 2019; Zhang et al., 2020; Korkmaz, Kul, 2021). A grande quantidade de ciclos necessárias para que houvesse essa falha pode ser justificada pela boa adaptação do conjunto implante e pilar protético que, no caso do implante em estudo, segue o mesmo padrão Astra, que demonstrou superioridade em relação à outras geometrias de conexão protética no estudo de Torkzaban et al. (2019).

A análise em separado do parafuso passante se deu devido a menor resistência desse componente em todo o conjunto, sendo o mais suscetível a falha no comportamento biomecânico (Bordin et al., 2019). Apesar da plotagem visual apontar o pico de tensão de 379,3 MPa no pescoço do parafuso passante, a concentração da tensão não ocupa todo o volume cervical do parafuso, induzindo a micromovimentação e afrouxamento do parafuso ao invés de ocasionar a fratura sem a perda do torque, sendo uma intercorrência mecânica de fácil resolução nas próteses parafusadas sobre implante. No caso do ensaio de fadiga realizado, não houve interrupção do ensaio após o afrouxamento, o que levou ao deslocamento do conjunto e subsequente fratura do parafuso protético.

Diante das limitações do trabalho laboratorial restrito à análise da altura de cimentação como única variável sobre o comportamento biomecânico do pilar Link Universal, novos estudos são necessários para avaliar outras variáveis como altura de cinta e diâmetro, para que seja possível fazer a correta seleção protética visando a maior longevidade do conjunto reabilitador composto por implante e prótese sobre implante.

## 7 CONCLUSÃO

Baseados na metodologia empregada no estudo concluiu-se que as duas hipóteses foram rejeitadas:

A ausência de falhas do conjunto composto pela coroa protética unida ao pilar Link Universal Longo e Curto no teste de sobrevivência à fadiga, de acordo com a norma ISO 14801:2007 comprovaram a eficiência do conjunto para a reabilitação oral.

O teste de sobrevivência *stepwise* demonstrou maior resistência do pilar Link Universal Longo em relação ao Curto.

Os resultados das análises por elementos finitos corroboraram os resultados de fadiga justificando a falha mecânica em decorrência do afrouxamento do parafuso protético.

## REFERÊNCIAS\*

Albrektsson T, Wennerberg A. On osseointegration in relation to implant surfaces. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2019 Mar;21 Suppl 1:4-7. doi: 10.1111/cid.12742. Epub 2019 Feb 28. PMID: 30816639.

Al-Zordk W, Elmisery A, Ghazy M. Hybrid-abutment-restoration: effect of material type on torque maintenance and fracture resistance after thermal aging. *Int J Implant Dent*. 2020 Jun 24;6(1):24. doi: 10.1186/s40729-020-00220-y. PMID: 32578068; PMCID: PMC7311558.

Almehmadi N, Kutkut A, Al-Sabbagh M. What is the best available luting agent for implant prosthesis? *Dent Clin North Am*. 2019 Jul;63(3):531-45. doi: 10.1016/j.cden.2019.02.014. Epub 2019 Apr 15. PMID: 31097143.

Becker K, Klitzsch I, Stauber M, Schwarz F. Three-dimensional assessment of crestal bone levels at titanium implants with different abutment microstructures and insertion depths using micro-computed tomography. *Clin Oral Implants Res*. 2017 Jun;28(6):671-676. doi: 10.1111/clr.12860. Epub 2016 Jul 15. PMID: 27417919.

Bewick V, Cheek L, Ball J. Statistics review 12: survival analysis. *Crit Care*. 2004 Oct;8(5):389-94. doi: 10.1186/cc2955. Epub 2004 Sep 6. PMID: 15469602; PMCID: PMC1065034.

Bhide A, Shah PS, Acharya G. A simplified guide to randomized controlled trials. *Acta Obstet Gynecol Scand*. 2018 Apr;97(4):380-387. doi: 10.1111/aogs.13309. Epub 2018 Feb 27. PMID: 29377058.

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. PMID: 26927484.

Bordin D, Cury AADB, Faot F. Influence of abutment collar height and implant length on stress distribution in single crowns. *Braz Dent J*. 2019 Jun;30(3):238-43. doi: 10.1590/0103-6440201902533. Epub 2019 Jun 3. PMID: 31166395.

Cantarella J, Pitta J, Mojon P, Hicklin SP, Fehmer V, Sailer I. Mechanical stability of restorations supported by titanium base, zirconia, and polyetherketoneketone abutments on one- and two-piece zirconia implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2021 Mar-Apr;36(2):313-321. doi: 10.11607/jomi.8798. PMID: 33909721.

Chen Z, Lin CY, Li J, Wang HL, Yu H. Influence of abutment height on peri-implant marginal bone loss: A systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent*. 2019 Jul;122(1):14-21.e2. doi: 10.1016/j.prosdent.2018.10.003. Epub 2019 Feb 16. PMID: 30782461.

---

\* Baseado em: International Committee of Medical Journal Editors Uniform Requirements for Manuscripts Submitted to Biomedical journals: Sample References [Internet]. Bethesda: US NLM; c2003 [cited 2019 Jan 20]. 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)

Cho SY, Huh YH, Park CJ, Cho LR. Three-dimensional finite element analysis on stress distribution of internal implant-abutment engagement features. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2018 Mar/Apr;33(2):319-327. doi: 10.11607/jomi.5789. PMID: 29534119.

Cooper LF, Stanford C, Feine J, McGuire M. Prospective assessment of CAD/CAM zirconia abutment and lithium disilicate crown restorations: 2.4 year results. *J Prosthet Dent*. 2016 Jul;116(1):33-9. doi: 10.1016/j.prosdent.2015.08.023. Epub 2016 Jan 28. PMID: 26831919.

Coray R, Zeltner M, Özcan M. Fracture strength of implant abutments after fatigue testing: A systematic review and a meta-analysis. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2016 Sep;62:333-346. doi: 10.1016/j.jmbbm.2016.05.011. Epub 2016 May 14. PMID: 27239815.

Cosyn J, Wessels R, Garcia Cabeza R, Ackerman J, Eeckhout C, Christiaens V. Soft tissue metric parameters, methods and aesthetic indices in implant dentistry: A critical review. *Clin Oral Implants Res*. 2021 Oct;32 Suppl 21:93-107. doi: 10.1111/clr.13756. PMID: 34642983.

Cruz RS, Lemos CAA, de Luna Gomes JM, Fernandes E Oliveira HF, Pellizzer EP, Verri FR. Clinical comparison between crestal and subcrestal dental implants: A systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent*. 2020 Dec 24:S0022-3913(20)30691-0. doi: 10.1016/j.prosdent.2020.11.003. Epub ahead of print. PMID: 33358610.

de Siqueira RAC, Savaget Gonçalves Junior R, Dos Santos PGF, de Mattias Sartori IA, Wang HL, Fontão FNGK. Effect of different implant placement depths on crestal bone levels and soft tissue behavior: A 5-year randomized clinical trial. *Clin Oral Implants Res*. 2020 Mar;31(3):282-293. doi: 10.1111/clr.13569. Epub 2020 Jan 22. PMID: 31886592.

Degidi M, Perrotti V, Shibli JA, Novaes AB, Piattelli A, Iezzi G. Equicrestal and subcrestal dental implants: a histologic and histomorphometric evaluation of nine retrieved human implants. *J Periodontol*. 2011 May;82(5):708-15. doi: 10.1902/jop.2010.100450. Epub 2010 Dec 7. PMID: 21138355.

Derksen W, Tahmaseb A, Wismeijer D. Randomized Clinical Trial comparing clinical adjustment times of CAD/CAM screw-retained posterior crowns on ti-base abutments created with digital or conventional impressions. One-year follow-up. *Clin Oral Implants Res*. 2021 Aug;32(8):962-970. doi: 10.1111/clr.13790. Epub 2021 Jun 25. PMID: 34080238; PMCID: PMC8453558.

ElHoussiney AG, Zhang H, Song J, Ji P, Wang L, Yang S. Influence of implant location on the clinical outcomes of implant abutments: a systematic review and

meta-analysis. *Clin Cosmet Investig Dent*. 2018 Feb 26;10:19-35. doi: 10.2147/CCIDE.S143910. PMID: 29520162; PMCID: PMC5834166.

Ferraro-Bezerra M, Rodrigues Carvalho FS, Nogueira Cunto GM, Duarte Carneiro BG, de Barros Silva PG. Does subcrestal position affect insertion torque of different implant designs at different bone densities? An in vitro model study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2021 May-Jun;36(3):460-467. doi: 10.11607/jomi.8518. PMID: 34115059.

Froum SJ, Cho SC, Suzuki T, Yu P, Corby P, Khouly I. Epicrestal and subcrestal placement of platform-switched implants: 18 month-result of a randomized, controlled, split-mouth, prospective clinical trial. *Clin Oral Implants Res*. 2018 Apr;29(4):353-366. doi: 10.1111/clr.13129. Epub 2018 Feb 23. PMID: 29473223.

Guilardi LF, Pereira G, Vallau AS, Silva IA, Giordani JC, Valandro LF, et al. Fatigue failure load of a bonded simplified monolithic feldspathic ceramic: influence of hydrofluoric acid etching and thermocycling. *Oper Dent*. 2020 Jan/Feb;45(1):E21-E31. doi: 10.2341/19-069-L. Epub 2019 Dec 3. PMID: 31794339.

Hajimiragha H, Abolbashari M, Nokar S, Abolbashari A, Abolbashari M. Bone response from a dynamic stimulus on a one-piece and multi-piece implant abutment and crown by finite element analysis. *J Oral Implantol*. 2014 Oct;40(5):525-32. doi: 10.1563/AAID-JOI-D-10-00170. Epub 2013 Jan 14. PMID: 23317175.

Hu M, Chen J, Pei X, Han J, Wang J. Network meta-analysis of survival rate and complications in implant-supported single crowns with different abutment materials. *J Dent*. 2019 Sep;88:103115. doi: 10.1016/j.jdent.2019.04.007. Epub 2019 Apr 12. PMID: 30986515.

Hurson S. Implant/Abutment biomechanics and material selection for predictable results. *Compend Contin Educ Dent*. 2018 Jul/Aug;39(6):440-444; quiz 446. PMID: 30020799.

Kelly JR, Benetti P, Rungruanganunt P, Bona AD. The slippery slope: critical perspectives on in vitro research methodologies. *Dent Mater*. 2012 Jan;28(1):41-51. doi: 10.1016/j.dental.2011.09.001. PMID: 22192250.

Korkmaz IH, Kul E. Investigation of the type of angled abutment for anterior maxillary implants: a finite element analysis. *J Prosthodont*. 2021 Dec 3. doi: 10.1111/jopr.13462. Epub ahead of print. PMID: 34859942.

Kutkut A, Abu-Hammad O, Mitchell R. Esthetic considerations for reconstructing implant emergence profile using titanium and zirconia custom implant abutments: fifty case series report. *J Oral Implantol*. 2015 Oct;41(5):554-61. doi: 10.1563/AAID-JOI-D-12-00274.

Lee BA, Kim BH, Kweon HHI, Kim YT. The prosthetic abutment height can affect marginal bone loss around dental implants. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2018 Oct;20(5):799-805. doi: 10.1111/cid.12648. Epub 2018 Jul 26. PMID: 30048041.

Liaw K, Delfini RH, Abrahams JJ. Dental implant complications. *Semin Ultrasound CT MR*. 2015 Oct;36(5):427-33. doi: 10.1053/j.sult.2015.09.007. Epub 2015 Oct 9. PMID: 26589696.

Linkevicius T, Puisys A, Linkevicius R, Alkimavicius J, Gineviciute E, Linkeviciene L. The influence of submerged healing abutment or subcrestal implant placement on soft tissue thickness and crestal bone stability. A 2-year randomized clinical trial. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2020 Aug;22(4):497-506. doi: 10.1111/cid.12903. Epub 2020 Apr 6. PMID: 32250061.

Lops D, Stellini E, Sbricoli L, Cea N, Romeo E, Bressan E. Influence of abutment material on peri-implant soft tissues in anterior areas with thin gingival biotype: a multicentric prospective study. *Clin Oral Implants Res*. 2017 Oct;28(10):1263-1268. doi: 10.1111/clr.12952. Epub 2016 Oct 3. PMID: 27699895.

Matos JD, Arcila LV, Ortiz LP, Lopes GR, Anami LC, Ramos NC, et al. Hybrid abutment during prosthetic planning and oral rehabilitation. *Minerva Dent Oral Sci*. 2021 Apr 30. doi: 10.23736/S2724-6329.21.04479-4.

Palacios-Garzón N, Velasco-Ortega E, López-López J. Bone Loss in Implants placed at subcrestal and crestal level: a systematic review and meta-analysis. *Materials (Basel)*. 2019 Jan 5;12(1):154. doi: 10.3390/ma12010154. PMID: 30621286; PMCID: PMC6337530.

Pellicer-Chover H, Peñarrocha-Diago M, Peñarrocha-Oltra D, Gomar-Vercher S, Agustín-Panadero R, Peñarrocha-Diago M. Impact of crestal and subcrestal implant placement in peri-implant bone: A prospective comparative study. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2016 Jan 1;21(1):e103-10. doi: 10.4317/medoral.20747. PMID: 26615504; PMCID: PMC4765755.

Pellicer-Chover H, Díaz-Sánchez M, Soto-Peñaloza D, Peñarrocha-Diago MA, Canullo L, Peñarrocha-Oltra D. Impact of crestal and subcrestal implant placement upon changes in marginal peri-implant bone level. A systematic review. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2019 Sep 1;24(5):e673-e683. doi: 10.4317/medoral.23006. PMID: 31433391; PMCID: PMC6764703.

Pellicer-Chover H, Rojo-Sanchís J, Peñarrocha-Diago M, Viña-Almunia J, Peñarrocha-Oltra D, Peñarrocha-Diago M. Radiological implications of crestal and subcrestal implant placement in posterior areas. A cone-beam computed tomography

study. *J Clin Exp Dent*. 2020 Sep 1;12(9):e870-e876. doi: 10.4317/jced.56652. PMID: 32994877; PMCID: PMC7511043.

Pitta J, Hicklin SP, Fehmer V, Boldt J, Gierthmuehlen PC, Sailer I. Mechanical stability of zirconia meso-abutments bonded to titanium bases restored with different monolithic all-ceramic crowns. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2019 September/October;34(5):1091–1097. doi: 10.11607/jomi.7431. Epub 2019 Apr 1. PMID: 30934031.

Prati C, Zamparini F, Canullo L, Pirani C, Botticelli D, Gandolfi MG. Factors affecting soft and hard tissues around two-piece transmucosal implants: a 3-year prospective cohort study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2020 Sep/Oct;35(5):1022-1036. doi: 10.11607/jomi.7778. PMID: 32991655.

Preis V, Hahnel S, Behr M, Bein L, Rosentritt M. In-vitro fatigue and fracture testing of CAD/CAM-materials in implant-supported molar crowns. *Dent Mater*. 2017 Apr;33(4):427-433. doi: 10.1016/j.dental.2017.01.003. Epub 2017 Feb 6. PMID: 28185678.

Pico A, Martín-Lancharro P, Caneiro L, Nóvoa L, Batalla P, Blanco J. Influence of abutment height and implant depth position on interproximal peri-implant bone in sites with thin mucosa: A 1-year randomized clinical trial. *Clin Oral Implants Res*. 2019 Jul;30(7):595-602. doi: 10.1111/clr.13443. Epub 2019 May 12. PMID: 31021469.

Qian J, Wennerberg A, Albrektsson T. Reasons for marginal bone loss around oral implants. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2012 Dec;14(6):792-807. doi: 10.1111/cid.12014. Epub 2012 Nov 30. PMID: 23198697.

Ramalho IS, Bergamo ETP, Witek L, Coelho PG, Lopes ACO, Bonfante EA. Implant-abutment fit influences the mechanical performance of single-crown prostheses. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2020 Feb;102:103506. doi: 10.1016/j.jmbbm.2019.103506. Epub 2019 Oct 31. PMID: 31877515.

Roberts EE, Bailey CW, Ashcraft-Olmscheid DL, Vandewalle KS. Fracture resistance of titanium-based lithium disilicate and zirconia implant restorations. *J Prosthodont*. 2018 Aug;27(7):644-650. doi: 10.1111/jopr.12765. Epub 2018 Feb 8. PMID: 29417647.

Rungsiyakull P, Rungsiyakull C, Appleyard R, Li Q, Swain M, Klineberg I. Loading of a single implant in simulated bone. *Int J Prosthodont*. 2011 Mar-Apr;24(2):140-3. PMID: 21479281.

Schwarz F, Hegewald A, Becker J. Impact of implant-abutment connection and positioning of the machined collar/microgap on crestal bone level changes: a

systematic review. *Clin Oral Implants Res.* 2014 Apr;25(4):417-25. doi: 10.1111/clr.12215. Epub 2013 Jun 18. PMID: 23782338; PMCID: PMC4232321.

Silva CEP, Soares S, Machado CM, Bergamo ETP, Coelho PG, Witek L, et al. Effect of CAD/CAM abutment height and cement type on the retention of zirconia crowns. *Implant Dent.* 2018 Oct;27(5):582-587. doi: 10.1097/ID.0000000000000811. PMID: 30134265.

Stoichkov B, Kirov D. Analysis of the causes of dental implant fracture: a retrospective clinical study. *Quintessence Int.* 2018;49(4):279-286. doi: 10.3290/j.qi.a39846. PMID: 29435519.

Spitznagel FA, Bonfante EA, Vollmer F, Gierthmuehlen PC. Failure load of monolithic lithium disilicate implant-supported single crowns bonded to ti-base abutments versus to customized ceramic abutments after fatigue. *J Prosthodont.* 2021 Apr 19. doi: 10.1111/jopr.13369. Epub ahead of print. PMID: 33870577.

Taha D, Sabet A. In vitro evaluation of material dependent force damping behavior of implant-supported restorations using different CAD-CAM materials and luting conditions. *J Prosthet Dent.* 2021 Jul;126(1):93.e1-93.e9. doi: 10.1016/j.prosdent.2021.03.016. Epub 2021 Apr 29. PMID: 33933269.

Testori T, Weinstein T, Scutellà F, Wang HL, Zucchelli G. Implant placement in the esthetic area: criteria for positioning single and multiple implants. *Periodontol 2000.* 2018 Jun;77(1):176-196. doi: 10.1111/prd.12211. Epub 2018 Feb 27. PMID: 29484714.

Torkzaban P, Ziaei N, Tootiaee B, Khoshhal M, Vafae F, Panahandeh N. Effect of implant-abutment connection type on stress distribution in peri-implant bone and abutment micromovement: a three-dimensional finite element analysis. *J Long Term Eff Med Implants.* 2019;29(2):113-124. doi: 10.1615/JLongTermEffMedImplants.2019031391. PMID: 32464020.

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.* 2019;22(2):171-176.

Tribst JPM, Dal Piva AMO, Borges ALS, Anami LC, Kleverlaan CJ, Bottino MA. Survival probability, weibull characteristics, stress distribution, and fractographic analysis of polymer-infiltrated ceramic network restorations cemented on a chairside titanium base: an in vitro and in silico study. *Materials (Basel).* 2020 Apr 16;13(8):1879. doi: 10.3390/ma13081879.

Tribst JPM, Dal Piva AMO, Borges ALS, Nishioka RS, Bottino MA, Rodrigues VA. Effect of framework type on the biomechanical behavior of provisional crowns strain

gauge and finite element analyses. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2020 Jan/Feb;40(1):e9-e18. doi: 10.11607/prd.4061.

Val JE, Gómez-Moreno G, Ruiz-Linares M, Prados-Frutos JC, Gehrke SA, Calvo-Guirado JL. Effects of surface treatment modification and implant design in implants placed crestal and subcrestally applying delayed loading protocol. *J Craniofac Surg*. 2017 Mar;28(2):552-558. doi: 10.1097/SCS.0000000000003209. PMID: 27984434.

Zhang S, Lü C, Li JH, Zhu BM, Wang WQ. [Three-dimensional finite element analysis of the influence of an abutment buffer layer on implant stress distribution]. *Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi*. 2020 Oct 1;38(5):537-540. Chinese. doi: 10.7518/hxkq.2020.05.011. PMID: 33085238; PMCID: PMC7573768.