



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

JEFFERSON DAVID MELO DE MATOS

**ANÁLISE COMPARATIVA ENTRE IMPLANTES DE TITÂNIO
E CERÂMICA POLICRISTALINA, NA SOBREVIVENCIA EM
FADIGA E COMPORTAMENTO BIOMECÂNICO**

JEFFERSON DAVID MELO DE MATOS

**ANÁLISE COMPARATIVA ENTRE IMPLANTES DE TITÂNIO E
CERÂMICA POLICRISTALINA, NA SOBREVIVENCIA EM FADIGA E
COMPORTAMENTO BIOMECÂNICO**

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 CIÊNCIAS APLICADAS A SAÚDE BUCAL.

Área: Biomateriais. Linha de pesquisa: Bioatividade em materiais restauradores e Comportamento biomecânico de restaurações indiretas e implantes.

Orientador: Prof. Tit. Marco Antonio Bottino

Coorientador: Prof. Dr. John Eversong Lucena de Vasconcelos

São José dos Campos

2024

Instituto de Ciência e Tecnologia [internet]. Normalização de tese e dissertação [acesso em 2025]. 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).

Matos, Jefferson David Melo de

Análise comparativa entre implantes de titânio e cerâmica policristalina, na sobrevivência em fadiga e comportamento biomecânico / Jefferson David Melo de Matos. - São José dos

Campos: [s.n.], 2024.

108 f.: il.

Tese (Doutorado em Ciências Aplicadas a Saúde Bucal) - Pós-Graduação em Biomateriais - Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia, São José dos Campos, 2024.

Orientador: Marco Antonio Bottino
Coorientador: John Eversong Lucena
de Vasconcelos

1. Cerâmica. 2. Implantes dentários. 3. Materiais dentários.

I. Bottino, Marco Antonio, orient. II. Vasconcelos, John Eversong Lucena, coorient. III. Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia, São José dos Campos. IV. Universidade Estadual Paulista 'Júlio de Mesquita Filho' - Unesp. V. Universidade Estadual Paulista (Unesp). VI.

BANCA EXAMINADORA

Prof. Tit. Marco Antonio Bottino (Orientador)

Universidade Estadual Paulista (Unesp)

Instituto de Ciência e Tecnologia

Campus de São José dos Campos

Prof. Dr. Guilherme de Siqueira Ferreira Anzaloni Saavedra

Universidade Estadual Paulista (Unesp)

Instituto de Ciência e Tecnologia

Campus de São José dos Campos

Profa. Dra. Nathália de Carvalho Ramos

Universidade Estadual Paulista (Unesp)

Instituto de Ciência e Tecnologia

Campus de São José dos Campos

Prof. Dr. Marcelo Gallo Oliani

Instituto Gallo Odontologia

Departamento de Implantodontia

Prof. Dr. Luís Guilherme Scavone de Macedo

Faculdade de Odontologia São Leopoldo Mandic

Departamento de Implantodontia

São José dos Campos, 23 de fevereiro de 2024.

DEDICATÓRIA

Dedico esse trabalho em especial a **Deus**, fonte de toda fortaleza e porto seguro diante das adversidades. Dedico também aos meus pais, **Célia de Melo Matos** e **Francisco Jefferson Barbosa de Matos**, que diretamente contribuíram para o meu progresso, sempre apoiando todas as minhas decisões. Assim como as minhas irmãs **Jeanne Matos** e **Rayanne Matos**.

Dedico ainda em especial ao meu Professor e Orientador **Marco Antonio Bottino** e o Professor e Coordenador **John Eversong Lucena de Vasconcelos**, e o **Guilherme da Rocha Scalzer Lopes**, que tornaram o meu caminho mais amplo e cheio de plenitudes. O **Daher Queiroz**, **Marcela Moreira**, **Jiro Nakano**, **Mateus Favero**, **Larissa Alves**, **Murilo Rodrigues** e **Nathália Ramos**; grandes amigos que ao meu lado estiveram em todo o instante, mostrando que Deus tem um plano maior para todos nós.

A todos os docentes que com seu conhecimento, tornaram a mim um aluno doutor. Dentre os exímios docentes que passaram por minha vida, no decorrer dos anos, dedico esse trabalho aos Professores **Lucas Villaça Zogheib**, **Daniel Sartorelli Marques de Castro**, **Alexandre Borges**, **Jozely Mello**, **Alberto Kojima** e **Renato Sussumu Nishioka** que sempre motivaram a continuar a batalha.

À **Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP)**, pela concessão da **Bolsa de Doutorado**, através do **Processo nº 2019/24903-6, 2021/11499-2**, no período 01/06/2020 a 30/06/2023 e a agência de fomento **CAPES** que é pioneira de todas as demais bolsas dispostas na conjuntura atual.

Às empresas **Straumann** e **Neodent**, **Wilcos do Brasil Ind**, **Cerâmica Chiarotti Ltda.** e **Dental Tanaka** pela doação de parte dos materiais utilizados nessa pesquisa.

Por fim não menos importante ainda dedico aos amigos e colegas discentes que permitiram o meu conhecimento pessoal, distante da minha terra natal. E a todos que diretamente e indiretamente ajudaram no desenvolvimento deste trabalho.

"Eu plantei, Apolo regou; mas Deus deu o crescimento".
1º Coríntios 3:6.

SUMÁRIO

RESUMO.....	4
ABSTRACT.....	5
1 INTRODUÇÃO	6
2 REVISÃO DE LITERATURA.....	9
2.1 Zircônia na Odontologia	9
2.2 Implantes de Zircônia.....	14
2.3 Pilares Híbridos	20
2.4 Taxa de Sobrevida em Fadiga	24
2.5 Pilares Híbridos e sua relação com a tecnologia CAD-CAM	26
2.6 Sistema de Fixação de Próteses Implanto-Suportadas	27
3 PROPOSIÇÃO	29
3.1 Objetivo Geral	29
3.1.1 Objetivo Específico	29
4 MATERIAL E MÉTODOS.....	30
4.1 Confecção dos corpos de prova	31
4.1.1 Confecção das coroas monolíticas sobre pilares de titânio	33
4.1.2 Cimentação de coroas monolíticas.....	34
4.2 Análise de superfície com Microscopia Eletrônica de Varredura	36
4.3 Espectroscopia Raman.....	37
4.4 Análise de Difração de Raio-X.....	39
4.5 Análise de Perfilometria.....	40
4.6 Análise por Extensometria	41
4.7 Correlação de Imagem Digital	43
4.8 Carga Máxima para Fratura	44
4.9 Aferição do Torque Protético	45
4.10 Análise da Sobrevida em Fadiga.....	45
4.11 Análise da Adaptação da Coroa Protética.....	47
5 RESULTADOS.....	49
5.1 Análise de superfície com Microscopia Eletrônica de Varredura	49
5.2 Espectroscopia Raman.....	53

5.3 Análise de Difração de Raio-X.....	54
5.4 Análise por Perfilometria	56
5.5 Análise por Extensometria	57
5.6 Correlação de Imagem Digital	60
5.7 Carga Máxima para Fratura	65
5.8 Aferição do Torque e Destorque Protético.....	66
5.9 Análise da Sobrevivência em Fadiga.....	67
5.10 Análise da Adaptação da Coroa Protética.....	70
6 DISCUSSÃO	73
7 CONCLUSÃO	79
REFERÊNCIAS.....	80
APÊNDICE	96

Matos JDM. Análise comparativa entre implantes de titânio e cerâmica policristalina, na sobrevivência em fadiga e comportamento biomecânico [tese]. São José dos Campos (SP): Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia, 2024.

RESUMO

O objetivo do presente estudo foi avaliar o comportamento biomecânico e a resistência à fadiga de implantes unitários em dois diferentes grupos: implantes de titânio com coroas de zircônia e implantes de zircônia com coroas de zircônia. Inicialmente, a microestrutura superficial dos implantes foi caracterizada por meio das análises de RAMAN e DRX. Para os ensaios de fadiga foram utilizados 40 implantes, sendo 20 confeccionados em titânio comercialmente puro (TZ) e 20 confeccionados em zircônia (ZZ). Os implantes apresentavam o diâmetro de 4,1 mm com comprimento de 10 mm. Aos implantes foram parafusados pilares protéticos de titânio (Purebase e Variobase) com desenho cônico de 8° e encaixe por fricção interna, instalados com torque de 35 N.cm com o auxílio de um torquímetro digital. Os torques foram confirmados após 10 minutos da instalação, no início e ao término do teste de fadiga. 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 ZZ apresentou média de $1123,73 \pm 153,61$ kgf, enquanto a média do grupo TZ foi de $818,67 \pm 42,41$; 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 14801:2016 e não apresentaram falhas. Em seguida, os espécimes foram submetidos ao teste de sobrevivência *stepwise* sem que apresentassem diferença significativa em relação ao número de ciclos para falha. No entanto, em relação à carga aplicada, o grupo ZZ mostrou-se mais resistente que o grupo TZ. Dados colhidos através de parâmetros obtidos no teste *stepwise*, com aplicação de carga de 200 N em 30°, simulando a condição do teste de fadiga. O comportamento biomecânico do conjunto composto por implante, pilar protético, parafuso protético e coroa monolítica foram semelhantes nos grupos ZZ e TZ. Concluiu-se que a estabilidade estrutural e a resistência mecânica do conjunto coroa/implante foram semelhantes entre os implantes de zircônia e titânio. Os dois implantes se apresentaram capazes de suportar cargas oclusais compatíveis com a região anterior.

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

Matos JDM. Comparative analysis between titanium implants and polycrystalline ceramics in survival on fatigue and biomechanical behavior [doctorate thesis]. São José dos Campos (SP): São Paulo State University (Unesp), Institute of Science and Technology; 2024.

ABSTRACT

The objective of the present study was to evaluate the biomechanical behavior and fatigue resistance of single implants in two different groups: titanium implants with zirconia crowns and zirconia implants with zirconia crowns. Initially, the surface microstructure of the implants was characterized using RAMAN and XRD analyses. For fatigue tests, 40 implants were used, 20 made from commercially pure titanium (TZ) and 20 made from zirconia (ZZ). The implants had a diameter of 4.1 mm and a length of 10 mm. Titanium prosthetic pillars (Purebase and Variobase) with an 8° conical design and internal friction fit were screwed to the implants, and installed with a torque of 35 N.cm with the aid of a digital torque meter. The torques were confirmed 10 minutes after installation, at the beginning and end of the fatigue test. Using CAD/CAM technology, the zirconia crowns were machined and cemented onto the prosthetic abutments. In the maximum fracture load test, the ZZ group presented an average of 1123.73 ± 153.61 kgf, while the TZ group's average was 818.67 ± 42.41 ; 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 1.6 mm diameter stainless steel applicator), according to parameters described in ISO 14801:2016 and showed no failures. Then, the specimens were subjected to the stepwise survival test without showing a significant difference concerning the number of cycles to failure. However, about the applied load, the ZZ group proved to be more resistant than the TZ group. Data was collected through parameters obtained in the stepwise test, applying a load of 200 N at 30°, simulating the fatigue test condition. The biomechanical behavior of the set consisting of implant, prosthetic abutment, prosthetic screw, and monolithic crown were similar in the ZZ and TZ groups. It was concluded that the structural stability and mechanical resistance of the crown/implant set were similar between zirconia and titanium implants. Both implants were capable of supporting occlusal loads compatible with the anterior region.

Keywords: Ceramics; Dental Implants; Dental Materials.

1 INTRODUÇÃO

A utilização de implantes osseointegrados na substituição de elementos dentais perdidos é relatada como uma modalidade de tratamento confiável e bem documentada (Stimmelmay, 2019; Hanawa, 2020; Vaghela, Eaton., 2022). O implante dental é uma das modalidades de reabilitação mais estudadas e desenvolvidas na odontologia atual com diferentes formas de apresentação, tratamentos de superfície, macrogeometria, tipos de conexões protéticas e até mesmo pelos materiais utilizados para sua fabricação (Roccuzzo et al., 2014; Rokn et al., 2017; Kraus et al., 2022; Vaghela, Eaton., 2022).

Inicialmente, o protocolo para alcançar a osseointegração proposto por Branemark et al. (1977) envolvia dois estágios cirúrgicos e o implante confeccionado em titânio só estaria apto a receber cargas mastigatórias após seis meses de cicatrização. Os implantes em titânio são amplamente utilizados e ainda são considerados o padrão ouro na implantodontia (Sen, US, 2019; Vaghela, Eaton., 2022). Entretanto, nas últimas décadas foram relatadas diversas complicações biomecânicas das reabilitações implantossuportadas convencionais, entre elas, comprometimento da osseointegração, desenvolvimento de doenças peri-implantares, reações de hipersensibilidade, corrosão, toxicidade, reações alérgicas, além do comprometimento estético principalmente em mucosas peri-implantares delgadas ou regiões que apresentem recessões (Safioti et al., 2017; Mombelli et al., 2018; Vaghela, Eaton., 2022).

Neste sentido, buscou-se um material alternativo ao metal para as reabilitações com implantes e, mais uma vez, os materiais cerâmicos policristalinos (zircônia) ganharam notoriedade (Sadowsky, 2019; Vaghela, Eaton., 2022). Os implantes e componentes em zircônia apresentam alta biocompatibilidade, boas características físicas e não comprometem a estética peri-implantar devido a ausência de metal (Balmer et al., 2017; Monzavi et al., 2019; Vaghela, Eaton., 2022).

Logo, visando melhorias estéticas, pilares em zircônia sobre implantes em titânio passaram a ser utilizados (Bottino et al., 2016; Sem et al., 2019). Porém, a zircônia apresenta propriedades mecânicas diferentes do titânio como maior resistência, dureza e uma maior abrasividade, o que influencia negativamente o

sucesso do tratamento em longo prazo devido a falhas na interface titânio/zircônia (Stimmelmayer et al., 2012; Pjetursson et al., 2018). Os pilares de zircônia também podem ser utilizados sobre uma base de titânio e, dessa forma, apresentam uma maior resistência do que os pilares totalmente cerâmicos (Gehrke et al., 2015). No entanto, invariavelmente, haverá a presença do metal nessas reabilitações (Nilsson et al., 2017).

Para reduzir os possíveis problemas mecânicos gerados pela diferença de composição entre o implante e o pilar, foi proposto a confecção de implantes em zircônia (Hayashi et al., 1993). Estudos prévios demonstram que a osseointegração dos implantes de zircônia é similar aos implantes de titânio comercialmente puro (Manzano et al., 2014; Gahlert et al., 2016; Khina et al., 2018; Bormann et al., 2018; Vaghela, Eaton., 2022), além de induzir um menor acúmulo de biofilme em sua superfície, devido a baixa energia livre superficial desse material (Al-Radha et al., 2012; Vaghela, Eaton., 2022). Outros autores também demonstraram que a estética pode ser aprimorada com o uso dos implantes dentais de zircônia (Gahlert et al., 2016; Khina et al., 2018; Bormann et al., 2018; Vaghela, Eaton., 2022).

Até o presente momento, a maioria dos implantes produzidos em zircônia são de peça única, o que implica em limitações cirúrgicas e protéticas. Implantes de corpo único apresentam-se como uma estrutura sólida na qual o conjunto implante/pilar compõem uma única estrutura com ausência de parafuso protético (Roehling et al., 2015; Lopez et al., 2018; Vaghela, Eaton., 2022). Estes implantes exigem uma disponibilidade óssea maior para sua instalação e um posicionamento tridimensional preciso, já que eles não permitem a resolução protética com outros componentes. Estes implantes são submetidos ao carregamento funcional imediatamente após a instalação e são indicados apenas para próteses cimentadas (Andreiotelli, 2009; Datte et al., 2018; Vaghela, Eaton., 2022; Padhye et al., 2023). Apesar disso, a literatura relata que os implantes de zircônia em corpo único não apresentam infiltração bacteriana, pois não possuem a interface implante/pilar protético (Gahlert et al., 2016; Conejo J et al., 2017; Bormann et al., 2018; Naveau A., 2019; Vaghela, Eaton., 2022; Padhye et al., 2023).

Outro sistema mais versátil é a utilização de implantes e pilares em zircônia fabricados em duas peças distintas (Gehrke et al., 2015; Kraus et al., 2022; ; Padhye et al., 2023). No entanto, os poucos estudos presentes na literatura relatam que não

existem dados longitudinais suficientes para sua indicação clínica como primeira opção de escolha de tratamento (Sadowsky, 2019; Freifrau et al., 2019; Cao Y et al., 2019; Lin Y et al., 2019; Agustín-Panadero R et al., 2019; Vaghela, Eaton., 2022; Padhye et al., 2023).

A resistência da zircônia pode ser comprometida por pequenos defeitos produzidos durante ou após fabricação, pela sua composição, pureza superficial e até mesmo pelo seu envelhecimento, o que pode interferir no seu desempenho biomecânico (Cionca et al., 2017; Pereira et al., 2018; Vaghela, Eaton., 2022; ; Padhye et al., 2023). Vale ressaltar que a tecnologia atual permite que os materiais disponíveis apresentem uma padronização, assim como uma melhor precisão e controle na obtenção destes, logo, possíveis complicações inerentes à fabricação são minimizadas, mas ainda podem ser observadas.

Apesar dos implantes de titânio com coroas de zircônia e implantes de zircônia com coroas de zircônia possuírem a mesma indicação clínica, pouca informação está disponível na literatura quanto à biomecânica e sobrevivência em fadiga dessas diferentes combinações. Assim, o objetivo deste trabalho foi estudar o comportamento biomecânico de implantes de zircônia utilizando diferentes metodologias (in vitro e in sílico) para auxiliar no entendimento do comportamento clínico em longo prazo.

2 REVISÃO DE LITERATURA

Nesta revisão de literatura foram abordados os temas: zircônia na odontologia; implantes de zircônia; pilares híbridos; taxa de sobrevivência em fadiga; pilares híbridos e sua relação com a tecnologia *cad-cam*; sistemas de fixação de próteses implanto-suportadas.

2.1 Zircônia na Odontologia

Atualmente, as cerâmicas odontológicas ocupam um importante papel nas classes dos materiais dentários, essas por sua vez são utilizadas na substituição da estrutura dentária (Zhang, Lawn, 2018; Matos et al., 2020). Podendo se destacar a sua aplicação na fabricação de dentes, coroas, pontes, facetas, *inlays*, *onlays*, *overlays*, pinos e núcleos intra-canais e até implantes (Baldissara et al., 2010; Silva et al., 2017). Essas aplicações estão baseadas em características favoráveis que esses materiais apresentam como alta resistência à compressão e abrasão, estabilidade química, biocompatibilidade, estética favorável, translucidez, fluorescência, coeficiente de expansão térmica semelhante ao dente natural e baixa adesão de placa (Matos et al., 2020; Sadowsky, 2020).

Dentre os materiais cerâmicos, um em especial que ganha notoriedade é a zircônia ou dióxido de zircônio (ZrO_2) (Zhang, Lawn, 2018). Visto que, a zircônia é um material cerâmico insolúvel em água, que não apresenta citotoxicidade e nem contribui para a adesão bacteriana (Pereira et al., 2018; Song et al., 2019; Campos et al., 2020). Além disso, esse material apresenta-se unicamente cristalino, ou seja, sem fase amorfa, organizado em forma de grãos cristalinos unidos uns aos outros por meio de uma substância intergranular (Mochales et al., 2013). Diante disso, o seu emprego na odontologia se tornou rotineiro como material dentário, haja vista que tal cerâmica apresenta propriedades mecânicas semelhantes às de metais e com uma coloração similar à dos dentes naturais (Matos, 2020).

Na odontologia, os principais representantes desses materiais são a alumina

pura e a zircônia tetragonal policristalina estabilizada por ítrio (*yttrium oxide partially-stabilized tetragonal zirconia polycrystals* – Y-TZP) (Arata et al., 2014; Amaral et al., 2016). Em ambos os materiais, a microestrutura se apresenta como grãos cristalinos unidos uns aos outros por meio uma substância intergranular (Kolakarprasert et al., 2019; Song et al., 2019). Alguns poros entre os grãos cristalinos podem estar presentes (Campos et al., 2020). Dentre as cerâmicas utilizadas para a fabricação de estruturas em odontologia, as policristalinas são as que apresentam melhores propriedades mecânicas, sendo utilizada em especial como componentes para implantes dentários, infraestrutura, próteses parciais fixas totalmente cerâmicas na região anterior e posterior, braquetes ortodônticos, pinos intraradiculares e implantes dentários (Silva et al., 2017; Kou et al., 2019; Schünemann et al., 2019). Entretanto, essas por sua vez são as que possuem menor translucidez (Zhang, Lawn, 2018). Ao se comparar alumina e zircônia, é possível concluir que a última apresenta melhores propriedades mecânicas por causa de sua microestrutura diferenciada (Mochales et al., 2013).

À temperatura ambiente, os cristais de zircônia apresentam normalmente uma estrutura cristalina monoclinica, que ocupa um volume maior do que uma outra forma estrutural da zircônia chamada de tetragonal, a qual só existe em altas temperaturas (acima de 1170°C) (Hallmann et al., 2016; Matos et al., 2020). Com base nesses conhecimentos, descobriu-se que era possível produzir peças de zircônia que, à temperatura ambiente, apresentassem zircônia tetragonal, em vez da monoclinica (Piconi, Maccauro, 1999). Isso se tornou possível por meio da adição de alguns óxidos à zircônia durante a sua sinterização (Miyazaki et al., 2013). Um dos óxidos mais utilizados para esse fim é o de ítrio, o qual deu origem ao material chamado zircônia tetragonal policristalina estabilizada por ítrio (Chen et al., 2016; Campos et al., 2020). Este tipo de zircônia apresenta cristais no formato tetragonal à temperatura ambiente, entretanto, a concentração de tensões gerada ao redor de um defeito pré-existente no material induz a transformação martensítica ou displaciva dos cristais tetragonais em cristais monoclinicos (Miyazaki et al., 2013).

Como a forma monoclinica ocupa um volume de 3 a 5% maior do que os cristais tetragonais, o resultado final é geração de tensões de compressão ao redor do defeito, impedindo que a trinca se propague e leve à fratura do material (Fraga et al., 2017). Esse mecanismo é o principal responsável pelo fato da zircônia estabilizada

por ítrio ser a cerâmica odontológica que apresenta as melhores propriedades mecânicas atualmente (Mochales et al., 2013).

Ao passo que esse material se apresenta extremamente resistente, ele também demonstra uma carência de estética, principalmente porque as zircônias dispõem de elevada opacidade (Alraheam et al., 2020). Logo, para melhorar essa necessidade estética, houve a introdução de uma nova zircônia, denominada zircônia translúcida, que devido à mudança em sua microestrutura, através do aumento da quantidade de zircônia na fase cúbica, houve uma melhora na translucidez e estética, mas uma redução na resistência (Gautam et al., 2016). Diante disso, um novo olhar é tido para esse material, devido apresentar melhores desempenhos clínicos e durabilidade aos tratamentos reabilitadores realizados (Miyazaki et al., 2013; Chen et al., 2016).

Interessante elucidar que restaurações monolíticas de zircônia são opções de tratamento aceitáveis na odontologia restauradora e uma tendência em desenvolvimento na odontologia estética (Piconi, Maccauro, 1999). Nesse contexto, a odontologia digital simplificou a fabricação de restaurações monolíticas de zircônia, a cerâmica de zircônia apresentou uma oportunidade de atingir os requisitos estéticos e mecânicos para restaurações, isso raramente sendo encontrado para uma cerâmica em odontologia (Gautam et al., 2016). As restaurações por sua vez representam uma durabilidade aceitável, comparável às restaurações de metalocerâmica, embora sejam superiores às no que diz respeito a estética; no entanto, as dificuldades para obter uma reprodução de cor ideal e uma combinação de cor com restaurações monolíticas de zircônia ainda permanecem (Baldissara et al., 2018; Alraheam et al., 2020).

Com isso a cor dessas restaurações pode ser influenciada por processos de fabricação, procedimentos laboratoriais e fatores clínicos. Os processos de fabricação determinam as propriedades ópticas básicas da cerâmica de zircônia (Arata et al., 2014; Song et al., 2019;). Logo, diferentes procedimentos laboratoriais podem criar mudanças ópticas nas cerâmicas de zircônia (Pereira et al., 2018). Além disso, fatores clínicos, como histórico dentário, cimento e recursos de restauração de zircônia podem afetar a cor resultante (Baladhandayutham et al., 2015; Kolakarnprasert et al., 2019). Embora várias cerâmicas monolíticas de zircônia tenham sido introduzidas recentemente, a necessidade de propriedades ópticas aprimoradas permanece

(Baladhandayutham et al., 2015; McLaren et al., 2017). Dessa forma a criação da mais nova zircônia cúbica foi considerada como tendo características de translucidez ideais para restaurações estéticas e sendo uma excelente ferramenta de trabalho para a área da reabilitação oral (Schünemann et al., 2019).

Baldissara et al. (2018) avaliou as propriedades ópticas da nova zircônia ultratranslúcida cúbica (UT) e supertranslúcida (ST), comparando-as com a vitrocerâmica de dissilicato de lítio (L-DIS) através da fabricação pelo sistema (CAD-CAM) de coroas molíticas de molares. Em seu estudo foram confeccionadas oitenta coroas monolíticas, com uma espessura de 1,0 e 1,5 mm, desses 80 grupos, houve-se uma subdivisão ($n = 20$) em 4 grupos: UT1.0, UT1.5, ST1.0 e L-DIS1.5. Todos os grupos foram sombreados usando o padrão de cor A2. A translucidez das coroas foi medida por transmissão total, com fotorradiômetro em câmara escura; além disso, a relação de contraste foi analisada por meio de um espectrofotômetro dentário aplicado na face vestibular das coroas. Os dados foram analisados usando os testes Kruskal-Wallis e post hoc múltiplos Mann-Whitney U com correção de Bonferroni ($\alpha = 0,05$ dividido pelo número de testes realizados em cada conjunto). Quando os tipos de cerâmica foram analisados, usando métodos de transmissão total e contraste, eles mostraram níveis de translucidez significativamente diferentes: UT1.0 > ST1.0 > UT1.5 > L-DIS1.5 (transmissão total $P < .001$). A avaliação da razão de contraste produziu resultados semelhantes ($P \leq .006$); no entanto, as diferenças entre ST1.0 e UT1.5 não foram significativas. Logo, pode-se chegar no seguinte resultado, que tanto as coroas ST1.0 quanto UT1.0, mesmo na espessura máxima testada (UT1.5), apresentaram translucidez significativamente maior do que L-DIS. Isso sendo um importante fator, pois a translucidez da zircônia foi melhorada com a eliminação da fase tetragonal, responsável pelo efeito de endurecimento do material.

Baldissara et al. (2018) avaliou a translucidez de copings de zircônia para coroas unitárias confeccionadas em diferentes sistemas CAD / CAM, utilizando vitrocerâmica de dissilicato de lítio como controle. Em seu estudo foram utilizados moldes feitos de uma matriz mestre de coroa completa de aço inoxidável, 9 réplicas de fundição de pedra foram fabricadas, numeradas e distribuídas em 8 grupos de sistemas CAD / CAM de ZrO (Lava Frame 0.3 e 0.5, IPS e. max ZirCAD, VITA YZ, Procera AllZircon, Digizon, DC Zircon e Cercon Base) e a um grupo de controle de vitrocerâmica de dissilicato de lítio (IPS e.max Press) usando um método simples de

randomização gerado por computador. De cada matriz, os centros de fresagem autorizados do fabricante forneceram 5 *copings* por grupo, sem aplicar nenhuma técnica de tingimento ao material de base cerâmica. Os *copings* foram preparados para permitir uma camada de cimento de 40 nm e possuíam espessuras diferentes de acordo com as especificações do sistema. A translucidez foi medida pelo método de transmissão direta com fotorradiômetro digital montado em câmara escura. A fonte de luz era um feixe de lâmpada de halogênio de 150 W. As medições foram repetidas 3 vezes para cada amostra. Os dados obtidos foram analisados usando ANOVA de um fator e o teste de comparação múltipla de Bonferroni ($\alpha = 0,05$). Diante disso, foi observado que entre os *copings* ZrO (2), Lava (0,3 mm e 0,5 mm de espessura) apresentou os maiores ($P < 0,05$) valores de translucidez medidos como unidades de fluxo de luz ($3,572 \pm 0,18 \times 10^{-3}$ lx e $3,181 \pm 0,13 \times 10^{-3}$ lx, respectivamente). Esses valores representam 71,7% e 63,9%, respectivamente, do grupo controle de vitrocerâmica ($4,98 \times 10^{-3}$ lx). Logo, pode-se concluir que todos os *copings* ZrO demonstraram diferentes níveis de transmissão de luz, com os 2 espécimes Lava apresentando os valores mais altos. A translucidez dos *copings* de zircônia foi significativamente menor ($P = 0,001$) do que o controle de vitrocerâmica de dissilicato de lítio. Isso podendo afetar a aparência estética e as escolhas clínicas feitas ao usar restaurações à base de zircônia.

Campos et al. (2020) avaliou se a infiltração de sílica pode influenciar a degradação hidrotérmica da zircônia ao determinar: as fases formadas, dureza, microestrutura e resistência à flexão de um 3Y-TZP. Discos de zircônia parcialmente estabilizados com ítria (1,2 mm de espessura x 13 mm de diâmetro) (InCeram YZ, Vita Zanhfabrik) foram produzidos e divididos em 6 grupos, considerando 2 fatores: infiltração de sílica em 2 níveis (sinterizada ou infiltração) e envelhecimento hidrotérmico (LTD - Degradação de baixa temperatura) em 3 níveis (linha de base, envelhecimento a 132 ° C por 35 h ou 140 h). Todos os grupos foram submetidos ao teste de flexão biaxial ($n = 30$) e dureza Vickers ($n = 42$). A análise de Weibull foi realizada para determinar os módulos Weibull (m) e as forças características (σ_0). Os espécimes foram caracterizados por microscopia eletrônica de varredura (MEV) para avaliação da microestrutura e difração de raios-X (DRX) para determinação dos percentuais de fases. Para a condição sinterizada: houve saturação da quantidade de zircônia monoclinica após 35 h de envelhecimento hidrotérmico, com 66% de zircônia

monoclínica formada na superfície. LTD gerou uma redução progressiva na dureza ao longo do tempo; a resistência à flexão foi aumentada pelo tratamento de 35 h (linha de base: 974 MPa; 35 h: 1161,5 MPa), mas o tratamento a 140 ° C foi deletério (698,5 MPa). Por outro lado, os espécimes infiltrados tiveram um aumento na quantidade de zircônia cúbica na superfície e apresentaram 26% (35h) e 31% (140h) de zircônia monoclínica após o envelhecimento hidrotérmico; a força foi mantida inalterada após LTD-35 h (935,9 MPa) e um aumento foi observado após LTD-140 h (1033,6 MPa); os valores de dureza não sofreram alterações estatisticamente significativas durante o processo. Assim, pode-se concluir que a infiltração de sílica pode prevenir a diminuição das propriedades mecânicas devido ao LTD em materiais de zircônia parcialmente estabilizados.

2.2 Implantes de Zircônia

Atualmente, um material cerâmico com elevadas propriedades mecânicas tem sido utilizado como alternativa aos implantes de titânio, sendo este a base de zircônia tetragonal policristalina estabilizada por ítrio (Y-TZP) (Piconi, Maccauro, 1999; Matos et al., 2020). Suas excelentes propriedades favorecem o seu emprego na implantodontia, tais como: alta resistência à compressão e flexão; biocompatibilidade, fluorescência; translucidez; radiopacidade, baixa condutividade térmica, capacidade de ser usinada; baixa adesão de placa; substituto em indivíduos sensíveis ao metal e biomimetismo, sendo esta a característica de maior destaque para áreas estéticas, pois permite a transmissão de luz na interface entre o tecido gengival marginal e os componentes protéticos, principalmente em pacientes com perfil gengival fino (Andreiotelli et al., 2009; Gehrke et al., 2015a; Cionca et al., 2017; Bormann et al., 2018).

O Y-TZP é o material mais estudado e utilizado da odontologia, no qual é composto por uma matriz de óxidos de zircônia (ZrO_2) estabilizada pela adição de 3mol% de óxido de Ítrio (Y_2O_3), essas partículas permitem ao material uma elevada resistência à flexão, tenacidade à fratura (MPa 900-1,200) e dureza (1,200 Vickers) (Gracis et al., 2015; Gahlert et al., 2016; Gautam et al., 2016; Freifrau et al., 2019). O

fenômeno de degradação pode ser evitado, durante o processo de queima de sinterização, retardando a disseminação de fissuras subcríticas, favorecendo com que material apresente alta densidade e baixa porosidade (Gehrke et al., 2015b; Gautam et al., 2016). Além disso, esse óxido cerâmico garante a estabilidade de sua forma tetragonal à temperatura ambiente após a sinterização; mas também dispõe de ótimas propriedades físicas, mecânicas e térmicas; resistência à corrosão em meio ácido e alcalino e módulo de Young próximo ao aço inoxidável e coeficiente de expansão térmica similar ao ferro (Andreiotelli et al., 2009; Gautam et al., 2016; Cionca et al., 2017).

O implante cerâmico é fabricado a partir de partículas de dióxido de zircônia (ZrO_2), com prensagem isostática a calor, permitindo com que ocorra a densificação dos componentes, a partir da fundição e sinterização sob alta pressão e temperaturas ($900^{\circ}C$ a $1250^{\circ}C$) (Hayashi et al 1993; Gautam et al., 2016). Nenhum processo térmico de sinterização ou pós-processamento ocorre após a modelagem final da geometria externa e interna do implante (Hermann et al., 2001; Schünemann et al., 2019). Isso garante um alto grau de precisão e ausências de modificações na estrutura do material (Kniha et al., 2019). A sua superfície apresenta-se microestruturada, permitindo uma maior osseointegração, com taxas de sucesso entre 96-98% dos casos (Hayashi et al 1993; Roehling et al., 2015). Quanto à fabricação, esses implantes podem ser produzidos por um sistema de uma ou duas peças (Sadowsky, 2019). Os sistemas de componente único são aqueles que não necessitam de pilares, dessa forma a parte transmucosa dos implantes de componente único é integrada ao corpo do implante (Roehling et al., 2015). Já os sistemas de dois componentes apresentam uma parte que é inserida durante a primeira etapa da cirurgia e uma parte transmucosa que é unida ao implante durante um segundo procedimento (Hermann et al., 2001; Stimmelmayer et al., 2019).

Embora a literatura aponte que a zircônia apresenta elevada biocompatibilidade e excelentes propriedades mecânicas suficientes para ser utilizada como material para fabricação de implantes dentários (Schünemann et al., 2019). Estudos clínicos em longo prazo demonstram que os implantes cerâmicos apesar das inúmeras vantagens, possuem limitações, principalmente quando submetidos a tensões e umidade, condições essas presentes na cavidade oral (Smith et al., 1985; Sailer et al., 2009; Roccuzzo et al., 2014). Por sua vez, resultando em uma

desestabilização da fase tetragonal da zircônia, transformando-a lentamente em fase monoclinica, processo esse conhecido como degradação em baixas temperaturas (Sailer et al., 2009; Stimmelmayer et al., 2012; Stimmelmayer et al., 2017; Song et al., 2019). Logo, esse processo pode levar à formação de micro e macrotrincas, seguido de aumento da rugosidade superficial e redução na resistência, dureza e densidade (Sadowsky, 2019; Stimmelmayer et al., 2019; Song et al., 2019). Podendo acarretar em longo prazo, fraturas no material tanto para os componentes únicos, quanto para dois componentes (Thulasidas et al., 2015; Stimmelmayer et al., 2019; Tribst et al., 2019).

Zembic et al. (2015) avaliaram o desempenho em longo prazo de *abutments* de implante de zircônia personalizados sobre coroas totais de cerâmica. Neste estudo, vinte e sete pacientes que receberam 54 implantes únicos foram incluídos (25 incisivos, 14 caninos, 15 pré-molares em ambas as mandíbulas). Os pilares de zircônia estabilizados com ítria foram aparafusados aos implantes com um torque definido. As coroas de cerâmica pura foram cimentadas com adesivo nos *abutments*. Os implantes, pilares e coroas foram examinados clínica e radiograficamente após 11 anos de uso. Critérios modificados do *United States Public Health Service* (USPHS) foram usados para avaliar os resultados técnicos: fratura do *abutment* / estrutura da coroa / cerâmica de revestimento, afrouxamento do parafuso do *abutment* / coroa, adaptação marginal, forma anatômica, desgaste oclusal e ajuste do *abutment*. Os parâmetros biológicos foram profundidade de sondagem de bolsa, registro de controle de placa, sangramento à sondagem, índice de papila e recessão gengival / mucosa em implantes e dentes naturais vizinhos. A taxa de sucesso cumulativa de *abutments* e coroas foram calculadas pelo método Kaplan-Meier. Os resultados dos critérios USPHS foram analisados descritivamente. Diante disso, observou-se que dezesseis pacientes com 31 *abutments* de zircônia foram examinados 11,3 ($\pm$ 0,9) anos após o implante. Nenhum *abutment* ou coroa foi perdido. A taxa de sucesso cumulativa foi de 96,3% para *abutments* e 90,7% para coroas. Dois parafusos do *abutment* foram afrouxados e três coroas exibiram pequenos lascamentos. Não houve complicações biológicas. Diante desse estudo, pode-se concluir que *abutments* de implante único de zircônia customizados exibiram excelentes resultados em longo prazo nas regiões anteriores e pré-molares. Logo, estudos clínicos com pilares de zircônia relatam taxas de sobrevida e resultados biológicos e técnicos muito bons, mas poucos têm um período de observação de mais de 5 anos.

Sailer et al. (2018) compararam a resistência à fratura de abutments de diâmetro estreito com diferentes tipos de conexões de pilares de implante após simulação de mastigação. Cento e vinte *abutments* personalizados idênticos com diferentes materiais e conexões de *abutment* de implante foram fabricados para cinco grupos: *Abutment* de zircônia de 1 peça com conexão interna (T1, implante Cares-*abutment*-Straumann BL-NC, Straumann Suíça), 1- Pilar de zircônia de peça com conexão hexagonal externa (T2, *Abutment* Procera-implante Branemark NP, Nobel Biocare, Suécia), Pilar de zircônia de 2 peças com inserção metálica para conexão interna (T3, *Abutment* Procera-Replace NP implante, Nobel Biocare), 2- *Abutment* de zircônia de peça sobre base de resina de titânio (T4, implante LavaPlus-VarioBase-Straumann BL-NC, 3M ESPE, Alemanha) e *abutment* de titânio de uma peça com conexão interna (C, implante Cares-*abutment*-Straumann BL-NC, Straumann, Suíça). Todos os implantes tinham um diâmetro estreito variando de 3,3 a 3,5 mm. Sessenta *abutments* não restaurados e 60 *abutments* restaurados com coroas de vitrocerâmica foram testados. Os momentos de flexão médios foram comparados usando ANOVA com valores de p ajustados para comparações múltiplas usando o procedimento de Tukey. Os seguintes resultados foram colhidos, os momentos de flexão médios foram 521 ± 33 Ncm (T4), 404 ± 36 Ncm (C), 311 ± 106 Ncm (T1) 265 ± 22 Ncm (T3) e 225 ± 29 (T2) para *abutments* não restaurados e 278 ± 84 Ncm (T4), 302 ± 170 Ncm (C), 190 ± 55 Ncm (T1) 80 ± 102 Ncm (T3) e 125 ± 57 (T2) para *abutments* restaurados. Para *abutments* não restaurados, C e T4 tiveram momentos de flexão médios semelhantes, significativamente maiores do que aqueles dos outros três grupos ($p < 0,05$). *Abutments* de titânio (C) tiveram momentos de flexão significativamente maiores do que os *abutments* de zircônia idênticos (T1) ($p < 0,05$). Os pilares de zircônia (T1) com conexão interna apresentaram momentos de flexão maiores do que os pilares de zircônia com conexão externa (T2) ($p < 0,05$). Para todos os grupos de teste, os momentos fletores foram significativamente reduzidos quando restaurados com coroas de cerâmica pura. Pode-se concluir que para *abutments* de diâmetro estreito, a resistência à fratura de *abutments* de zircônia conectados internamente de 2 peças fixados em bases de resina de titânio foi semelhante àquela obtida para *abutments* de titânio de 1 peça. *Abutments* de zircônia de diâmetro estreito com conexão interna exibiram maior resistência à fratura do que *abutments* de zircônia com conexão externa. Os pilares de titânio com uma conexão interna foram significativamente mais

fortes do que os pilares de zircônia idênticos. Diante disso, existe um conhecimento limitado em relação à resistência dos pilares de zircônia com conexões de pilares de implantes internos e externos e pilares de zircônia suportados por uma base de resina de titânio (Variobase, Straumann) para implantes de diâmetro estreito.

Elshiyab et al. (2018) investigaram a resistência à fratura de coroas à base de zircônia suportadas por implantes (monocamada vs bicamada) cimentadas em *abutments* híbridos. Coroas de zircônia monocamada e bicamada foram confeccionadas e cimentadas em *abutments* híbridos de zircônia. As coroas foram divididas em dois subgrupos: (a) grupo controle não tratado; e (b) grupo experimental, que foi submetido a carregamento mecânico de termociclagem em simulador de mastigação. Foram aplicados até 1,2 milhão de ciclos de estresse com termociclagem simultânea (5 e 55 ° C). As amostras foram finalmente submetidas a carga estática para fratura. Os dados foram analisados usando análise de variância unilateral e teste t. Superfícies fraturadas foram observadas em microscopia eletrônica de varredura. Diante das análises observou-se que as coroas de zircônia de monocamada tiveram uma taxa de sobrevivência de 100% após a conclusão do carregamento mecânico térmico, enquanto as coroas de zircônia de duas camadas tiveram uma taxa de sobrevivência de 50%. A carga de fratura das coroas de zircônia monocamada foi significativamente maior do que a das coroas bicamada. Além disso, a carga de fratura foi significativamente reduzida em coroas de zircônia monocamada após o envelhecimento. As coroas de zircônia de monocamada mostraram fratura em massa dentro da monocamada, enquanto as coroas de bicamada exibiram fratura coesiva somente na porcelana de estratificação. Conclui-se que as coroas de *abutment* híbrido suportadas por implante de monocamada exibem resistência à fratura significativamente maior em comparação com as coroas de bicamada, tornando-as mais adequadas para lidar com cargas mastigatórias mais elevadas encontradas na região posterior da boca.

Kitagawa et al. (2020) compararam os coeficientes de atrito entre titânio comercialmente puro (cpTi), liga de titânio (Ti) e zircônia estabilizada com ítria (YSZ) e: investigaram o comportamento dinâmico de um sistema de implante antes, durante e após o carregamento, por análise de elemento finito tridimensional dinâmico transiente (FEA). Os coeficientes de atrito foram medidos por um dispositivo de teste de desgaste por atrito bola no disco. A pré-carga no eixo do parafuso foi calculada a

partir de parâmetros geométricos. Dois designs de modelo de *abutment* foram criados, a saber, um modelo de *abutment* de liga de Ti com uma superestrutura de porcelana fundida com metal e um modelo de *abutment* YSZ com uma superestrutura de porcelana fundida com zircônia. O FEA tridimensional dinâmica transiente foi realizado no ANSYS Workbench Ver. 15.0. Diante da análise realizada, observou-se que os coeficientes de atrito de YSZ / cpTi, liga YSZ / Ti, liga Ti / cpTi e liga Ti / liga Ti foram 0,4417, 0,3455, 0,3952 e 0,3489, respectivamente. A pré-carga gerada no parafuso de *abutment* do modelo FEA foi definida em 158 N. Logo, não foram encontradas diferenças significativas na tensão equivalente máxima de von Mises entre a liga de Ti e os modelos de *abutment* YSZ antes, durante e após o carregamento. Conclui-se que os resultados indicam diferenças nos coeficientes de atrito de cpTi, liga de Ti e YSZ antes, durante e após o carregamento. As fraturas causadas por tensão não dependeram do uso de diferentes materiais (liga de Ti e YSZ) no pilar.

Elsayed et al. (2017) avaliaram a resistência à fratura e o modo de falha de restaurações de implantes de dente unitário usando *abutments* de ZrO₂ e LaT, e compará-los com *abutments* de titânio (Ti). Neste estudo foram utilizados cinco tipos diferentes de *abutments*, Ti; ZrO₂ sem base metálica; ZrO₂ com base de metal (ZrT); LaT; e LaT combinação *abutment* e coroa (LcT) foram montados em 40 implantes de Ti e restaurados com coroas LaT. Os espécimes foram submetidos a carregamento quasistático usando uma máquina de teste universal, até que a conexão implante-pilar falhou. Como a flexão do metal seria considerada uma falha clínica, foram calculados os valores da força (N) em que ocorreu a deformação plástica do metal e analisada a taxa de deformação. A análise estatística foi feita usando o teste U de Mann-Whitney ($\alpha = 0,05$). Diante disso, observou-se que o grupo ZrO₂ revelou a menor resistência à ruptura com média de 202 ± 33 N. Os grupos ZrT, LaT e LaC resistiram a forças maiores sem fratura ou descolamento da supraestrutura cerâmica, e a ruptura foi devido à deformação das bases metálicas, sem diferenças estatisticamente significativas entre esses grupos em relação ao comportamento de flexão. Dentro das limitações deste estudo in vitro, concluiu-se que os pilares LaT têm potencial para suportar as forças oclusais fisiológicas que ocorrem na região anterior e que os pilares de ZrO₂ combinados com os de Ti têm uma resistência à fratura muito maior do que os pilares de ZrO₂ puro. Vale ressaltar que a cor esbranquiçada dos pilares de zircônia (ZrO₂) oferece uma estética favorável em comparação com a cor acinzentada dos

pilares de titânio (Ti). No entanto, o ZrO_2 possui maior opacidade, dificultando a obtenção da coloração natural dos dentes. Portanto, os *abutments* de dissilicato de lítio (LaT) têm sido sugeridos para substituir os *abutments* de metal.

Katsavochristou et al. (2020) investigaram a resistência à fratura e o desempenho da zircônia quando empregada na confecção de pilares de implantes com diferentes angulações, simulando a reabilitação oral anterior da maxila. Foram utilizados quarenta e cinco *abutments* personalizados monolíticos de zircônia de conexão cônica interna de implante foram projetados e fabricados em CAD/CAM. Os espécimes foram divididos em três grupos ($n = 15$ / grupo) de acordo com a angulação implante-*abutment*. As angulações usadas foram; 0° , 15° e 25° . Os *abutments* foram carregados até a falha em 135° usando a máquina de teste universal (Instron, Canton, MA). Os dados coletados foram analisados estatisticamente usando ANOVA de uma via e teste post hoc de Tukey. Diante dos testes realizados observou-se que a carga média ($\pm$ desvio padrão) na fratura dos pilares de zircônia para os três grupos foi de $962,37 \pm 93,81$ N (Gr15) $> 718,25 \pm 93,71$ N (Gr25) $> 534,05 \pm 133,77$ N (Gr0). Diferença estatisticamente significativa ($p < 0,0001$) foi encontrada entre todos os grupos; Gr0 vs. Gr15, Gr0 vs. Gr25, Gr15 vs. Gr25. Logo, conclui-se que contrariamente às expectativas, os pilares monolíticos de zircônia não angulados apresentaram os menores valores de resistência à fratura. A angulação dos pilares em 15 ou 25 graus, seguindo o padrão de reabsorção palatina do pré-maxilar, aumentou significativamente a resistência à fratura in vitro.

2.3 Pilares Híbridos

Com o advento da tecnologia CAD/CAM houve uma expansão significativa dos materiais disponíveis no mercado odontológico, isso por sua vez permitiu acesso a classes de materiais e suas combinações não disponíveis anteriormente na fabricação convencional, como cerâmicas de zircônia, dissilicato de lítio, até mesmo híbridas (Tribst et al., 2019; Adolphi et al., 2019; Matos et al., 2021). Nesse sentido, esse método digital ofereceu melhores opções de diagnóstico, maior confiabilidade de planejamento, melhor qualidade do material por meio da padronização do processo

de fabricação e reprodutibilidade, vantagens essas que supriram as limitações existentes na área da implantodontia, com a criação de pilares híbridos (Gehrke et al., 2015; Cocchetto, Canullo, 2015; Guilherme et al., 2016; Matos et al., 2021), unidos ao implante através de uma base de inserção pré-fabricada em titânio, que possui sobre ela uma mesoestrutura em cerâmica usinada em CAD-CAM de forma personalizada (Gehrke et al., 2015; Silva et al., 2018; Matos et al., 2021). Entretanto, o uso dessa tecnologia requer um nível adequado de conhecimento prévio para implementar de forma sensata e com sucesso essa nova possibilidade reabilitadora (Arunyanak et al., 2017; Trisbt et al., 2019; Yilmaz et al., 2020; Matos et al., 2021).

Ao contrario do pilar totalmente cerâmico, que estaria totalmente em contato com a plataforma do implante (Hermann et al., 2001; Gehrke et al., 2015; Matos et al., 2021), os pilares híbridos apresentam a interface protética em titânio-titânio, reduzindo os riscos de danos na união implante-pilar (Hermann et al., 2001; Gehrke et al., 2015; Ongun et al., 2018; Matos et al., 2021). Frente a isso, a literatura ressalta que um pilar híbrido busca manter o maior volume de sua estrutura em cerâmica e a conexão em metal, podendo ser usinado de acordo com o perfil de emergência peri-implantar (Gama Ramos et al., 2018; Tribst et al., 2019; Trisbt et al., 2020; Matos et al., 2021).

Dentre as características dos pilares híbridos, deve-se destacar as propriedades mecânicas e biológicas, taxa de sobrevivência, relação da tecnologia CAD/CAM com a manufatura dos pilares, e os sistema de fixação das próteses implantossuportadas (Matos et al., 2021). Além disso, a presença de uma fina camada de cimento entre a restauração e a base de titânio, reduz significativamente a suscetibilidade de um possível afrouxamento do parafuso do pilar. Logo, essa estrutura apresenta uma redução da concentração de tensões na restauração, quando submetidas a cargas compressivas (Adolfi et al., 2019; Matos et al., 2021).

A união entre uma coroa protética monolítica e a plataforma do implante a partir de um pilar transmucoso híbrido, permite o desenvolvimento de um novo protocolo restaurador para prótese sobre implantes cimentados (Gehrke et al., 2015; Ongun et al., 2018; Matos et al., 2021). Uma vez que esses pilares personalizados, frequentemente apresentam morfologia semelhante aos preparos dos dentes naturais e perfis de emergências tridimensionais em regiões intrasulculares (Kutkut et al., 2015; Tribst et al., 2019; Matos et al., 2021). Todavia, se por um lado, a evolução desses pilares tem permitido resultados estéticos superiores quando a espessura de tecido

mole é inferior a 2,0 mm (Kim et al., 2016; Mangano et al., 2019; Matos et al., 2021).

Os primeiros pilares usinados foram produzidos através de estruturas à base de óxido de alumina densamente sinterizados, assemelhando-se aos dentes naturais (Rinke, 2015; Kalyoncuoglu et al., 2018; Matos et al., 2021). No entanto, devido uma baixa resistência a fratura e elevada capacidade de aderência de microorganismos nestes pilares, novos materiais cerâmicos foram contemplados como infraestruturas, podendo se destacar os à base de cristais de zircônia tetragonal parcialmente estabilizada por ítrio (Y-TZP) (Gehrke et al., 2015; Rohr et al., 2018; Adolfi et al., 2020; Matos et al., 2021). Dessa forma, a utilização de componentes protéticos puramente cerâmicos, possibilita uma menor aderência de microorganismo (Cano-Batalla et al., 2012; Gracis et al., 2015; Matos et al., 2020; Lerner et al., 2020; Matos et al., 2021).

Estudos demonstram deterioração da área de interface entre coroa/pilar durante a função, embora esta condição comporte-se de forma desfavorável, os pilares híbridos cerâmicos ainda superam as estruturas metálicas, em virtude das excelentes propriedades mecânicas, térmicas e ópticas, permitindo a obtenção de forma, cor e arquitetura gengival semelhante ao dente natural adjacente (Ramos et al., 2018; Lerner et al., 2020; Matos et al., 2021).

Jung et al. (2008) avaliaram a mudança na coloração de diferentes materiais, como componentes para próteses sobre implantes, sendo eles titânio, titânio com revestimento cerâmico, zircônia e zircônia com revestimento cerâmico quando postos abaixo de tecido mole. Os autores concluíram que todos os componentes induzem uma alteração visual na cor desse tecido. Entretanto, a mudança óptica diminui à medida que se aumenta a espessura do tecido mole. Sendo zircônia capaz de induzir pouca alteração visível em espessuras de mucosa de 2 e 3mm e o titânio uma maior percepção quando comparado às demais cerâmicas.

Vale ressaltar que a principal vantagem sobre uma questão biológica da utilização da confecção de um pilar híbrido pela tecnologia CAD/CAM, é a capacidade de poder cimentar a base de titânio e a mesoestrutura fora da boca (Tribst et al., 2019; Matos et al., 2021). Com isso, a polimerização sendo realizada de forma mais cuidadosa e possibilitando o polimento da restauração na linha de cimento (Tribst et al., 2020; Matos et al., 2021). Em seguida, o conjunto mesoestrutura e link de titânio pode ser parafusado em posição. Por sua vez, reduzindo as chances de possíveis desencaixes excessivos do cimento ao redor da plataforma protética (Tribst et al.,

2019; Tribst et al., 2020; Matos et al., 2021).

A resistência à fratura dos pilares híbridos está diretamente relacionada com as propriedades mecânicas presentes em bases de titânio e mesoestruturas (Gehrke et al., 2015; Ongun et al., 2018; Matos et al., 2021). Nesse contexto, a Zircônia vem se destacando como um material cerâmico que apresenta elevado desempenho mecânico, alta resistência à flexão e tenacidade a fratura, tornando-a o material de primeira escolha, além de fornecer uma excelente confiabilidade quando utilizado como pilares híbridos (Guilherme et al., 2016; Matos et al., 2021).

No entanto, inúmeros estudos estão sendo desenvolvidos com as demais cerâmicas, avaliando o comportamento mecânico desses pilares, como por exemplo, o dissilicato de lítio e as cerâmicas infiltradas por polímeros (Öztürk et al., 2013; Ramos et al., 2016; Matos et al., 2021). Logo, diversos blocos para CAD/CAM possuem indicações para confecção dessa técnica restauradora (Tribst et al., 2019) ; Matos et al., 2021. Através dos ensaios de resistência à flexão, resistência de união e resistência à fratura realizados nas cerâmicas de dissilicato de lítio pode-se observar que o comportamento mecânico e a resistência de união, são superiores quando comparado com as cerâmicas infiltradas por polímeros, sendo este um material preferível para a fabricação de pilares híbridos personalizados (Ongun et al., 2018; Matos et al., 2021). Os pilares híbridos feitos de dissilicato de lítio apresentam durabilidade e resistência promissoras, logo um bom comportamento em logo prazo torna-se algo possível após um carregamento dinâmico (Ongun et al., 2018; Ferraz et al., 2019; Matos et al., 2021). Em contrapartida, quando a estrutura de zircônia é utilizada sobre uma base de titânio, observa-se uma elevada resistência em casos de próteses parciais fixas sobre implante (Piconi et al., 1999; Elshiyab et al., 2018; Matos et al., 2021).

Tribst et al. (2019) avaliaram as diferentes propriedades elásticas mecânicas dos materiais cerâmicos para coroas e pilares híbridos, que influenciaram na distribuição de tensões de próteses implanto-suportadas com diferentes plataformas protéticas cimentadas com cimento resinoso. As coroas de zircônia cimentadas sobre os pilares híbrido apresentam menor concentração de tensão, quando comparados com os demais grupos. A associação de uma coroa monolítica com um pilar híbrido reduz significativamente a concentração de tensão em regiões cervicais de implantes Cone Morse (Tribst et al., 2019). Logo a associação de uma coroa de zircônia com um

pilar híbrido de menor módulo elástico, apresenta uma melhor distribuição de tensões no conjunto implante/pilar, isso em longo prazo, proporciona um comportamento mecânico promissor (Tribst et al., 2018; Matos et al., 2021).

As diferentes conexões protéticas podem influenciar no comportamento mecânico dos pilares híbridos sobre implantes. Apesar de um baixo número de estudos presentes na literatura a respeito da temática, pode-se concluir através desse estudo que os pilares híbridos são mais indicados para a conexão do tipo cone morse, uma vez que apresentam menor concentração de tensão no parafuso do pilar, na plataforma do implante e nas camadas do cimento resinoso (Tribst et al., 2019; Matos et al., 2021).

2.4 Taxa de Sobrevivência em Fadiga

Diversos estudos in vitro são desenvolvidos com o objetivo de avaliar a taxa de sobrevivência de pilares híbridos, através da análise de fadiga desses pilares após sucessivas cargas durante longos períodos (Park et al., 2013; Alqahtani, Flinton, 2014; Tribst et al., 2018; Tribst et al., 2019; Turkoglu et al., 2019). Logo, é possível obter informações quanto ao padrão de falha desses pilares, resistência do material e sua sobrevivência (Tribst et al., 2018; Tribst et al., 2019).

Tribst et al. (2018) avaliaram a possibilidade da fabricação de um pilar híbrido com um material com baixo módulo elástico, reduzindo o estresse na região de interface de cimento. Desta forma, demonstraram que pilares híbridos de zircônia concentram maior tensão na área de interface, fraturando após um longo período, isso quando comparado com outros materiais. Corroborando com o estudo supracitado, Adolphi et al. (2020) avaliaram a taxa de sobrevivência de coroas monolíticas em dissilicato de lítio cimentadas sobre pilares híbridos de zircônia, em que foi possível observar após o teste de simulação de mastigação (1.200.000 ciclos), apresentando um comportamento e modo de falha diferente sob uma carga axial estática. Além disso, a infraestrutura de coroas monolíticas mostrou fraturas coesivas, porém, nenhum desses pilares fraturou após a finalização do teste monotônico.

Em outro estudo, compararam pilares de titânio pré-fabricado e pilares híbridos

personalizados aplicados em implantes com diâmetro fino e relataram uma taxa de sobrevivência de 100% ao final de 5 anos de análise. Os autores argumentam que os pilares híbridos podem ser usados com segurança para implantes de diâmetro estreito, bem como implantes com diâmetros padrão (Turkoglu et al., 2019). Os pilares à base de zircônia pré-fabricada mostraram uma resistência a fratura significativamente maior do que os pilares com base de zircônia usinados em laboratório. Estudos in vitro mostraram que para os pilares pré-fabricados com mesoestrutura de zircônia, a fratura ocorre principalmente na região do transmucoso com taxas variadas tanto para os implantes com conexões internas quanto externas (Park et al., 2013; Alqahtani, Flinton, 2014).

Um estudo comparando a resistência a fratura de pilares pré-fabricados e híbridos aplicados em implantes internos e externos conectados revelou que pilares híbridos com conexão interna mostraram uma resistência significativamente maior do que os pilares pré-fabricados com conexões internas e externas (Mühlemann et al., 2014; Turkoglu et al., 2019). Thulasidas et al. (2015) compararam a resistência a fratura de zircônias pré-fabricadas anguladas e pilares híbridos personalizados e relataram que os pilares híbridos mostraram maior força do que os pilares pré-fabricados em ângulo, e ambos os grupos apresentaram valores de resistência mais baixos após o envelhecimento artificial (Thulasidas et al., 2015). Também foi relatado que as fraturas ocorreram principalmente na interface *implant-abutment* (Adolfi et al., 2020; Silva et al., 2018). Em outro estudo recente, apresentou-se uma maior prevalência de falhas na região do perfil de emergência em cerâmicas infiltradas por polímeros, mostrando também que quando é cimentada a uma base de titânio fabricada usando diferentes técnicas (*One-piece design*; *Two-piece design*), a probabilidade de sobrevivência de uma restauração implantosoportada com essa cerâmica não depende da técnica usada para fazê-la (Tribst et al., 2020).

Apesar de ter estudos in vitro e em silico que avaliam a taxa de sobrevivência dos pilares híbridos, se sugere ainda mais novos trabalhos, já que há uma limitação na literatura de informação de dados nos estudos clínicos.

2.5 Pilares Híbridos e sua relação com a tecnologia CAD-CAM

O uso da tecnologia *CAD/CAM* permitiu a fabricação de pilares personalizados que podem ser produzidos a partir de titânio ou cerâmicas (Gehrke et al., 2015). Atualmente, a preparação de pilares personalizados individuais também é possível de acordo com as necessidades anatômicas dos pacientes e/ou com o perfil de emergência do elemento dentário ausente (Gehrke et al., 2015; Guilherme et al., 2016).

Em tempos remotos, a produção digital de uma restauração livre de metal em um implante unitário só era possível usando um pilar de zircônia com uma conexão específica com o implante ou para a base adesiva de titânio, seja no caso de um pilar monolítico *CAD/CAM* de zircônia ou pilar híbrido *CAD/CAM* mais coroa separada (Cocchetto, Canullo, 2015; Arunyanak et al., 2017). As plataformas pré-fabricadas com uma conexão integrada à base titânio podem ser usados para restaurações provisórias de polimetilmetacrilato (PMMA) (Telio CAD, Ivoclar Vivadent; ou Vita CAD Temp, Vita Zahnfabrik) e restaurações imediatas definitivas para implantes (como IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadmic; ou Ena, Vita Zahn).

Com a introdução do *CAD/CAM*, houve uma redução no tempo e esforço necessários para a fabricação de restaurações cerâmicas e pilares pré-fabricados, ao passo que essas também tornaram-se economicamente viáveis (Yilmaz et al., 2020). Existe um grande incentivo na confecção de pilares pelo sistema *CAD/CAM*, devido o ajuste manual de pilares pré-fabricados, trazer o risco de superaquecimento e não oferecer controle sobre a espessura restante da parede, que são altamente relevantes para a estabilidade das restaurações cerâmicas em particular (Gehrke et al., 2015; Guilherme et al., 2016; Yilmaz et al., 2020).

Com *CAD/CAM*, a conexão com a base adesiva de titânio já é fornecida pelo fabricante; apenas a geometria externa é processada pelo sistema *CAD/CAM* (Gehrke et al., 2015; Guilherme et al., 2016; Yilmaz et al., 2020). Nestas coroas híbridas, o pilar e a coroa são fundidos para formar uma estrutura coerente. Essa "simplificação" da restauração representa uma alternativa muito eficiente para as coroas sem metais em *abutments* híbridos, pois não há transição entre o *abutment* e a restauração (Tribst et al., 2019; Yilmaz et al., 2020).

2.6 Sistema de Fixação de Próteses Implanto-Suportadas

A união metálica com a mesoestrutura de zircônia, além de diminuir o efeito acinzentado na mucosa, garante a conexão metálica entre o pilar e a coroa, reduzindo a incidência de problemas mecânicos na interface (Adolfi et al., 2019; Tribst et al., 2019). Logo, essa união deve-se realizar através de uma cimentação, por sua vez impedindo o destacamento da cinta metálica, que fica evidente em próteses implanto-suportadas (Adolfi et al., 2019; Tribst et al., 2019).

Atualmente são produzidos blocos para CAD/CAM perfurados, com encaixes de precisão específicos para cada sistema de fixação. Nesse contexto, os pilares com “*One-piece design*” utilizam apenas de um único bloco no processo de usinagem, diferente do “*Two-piece design*” (Rohr et al., 2018). Logo, estruturas específicas devem ser utilizadas para permitir a íntima união do implante com o pilar, seja para o sistema de uma ou de duas peças (Yilmaz et al., 2020). Esses sistemas apresentam um parafuso de fixação que permite a retenção do pilar, proporcionando a união entre implante/*abutment* sem tocar na porção cerâmica (Yilmaz et al., 2020). Em contrapartida, a mesoestrutura é cimentada sobre o pilar, possibilitando uma melhor estética a mucosa marginal na restauração final “*Two-piece design*” (Gehrke et al., 2014; Tribst et al., 2019). Além da técnica de mesoestrutura, o pilar pode ser produzido pela usinagem de coroas cerâmicas através de blocos CAD/CAM, com a cimentação diretamente sobre o pilar “*One-piece design*” (Rohr et al., 2018).

Alqahtani et al. (2014) fez um estudo comparativo *in vitro* onde o objetivo foi para avaliar os modos de falhas entre Ti e *one e two-piece abutments* de zircônia sob carga estática. Eles concluíram que Ti e *one e two-piece abutments* de zircônia exibem diferentes modos de falha sob carga estática. Os resultados demonstraram claramente que sob a carga estática, fraturas de parafuso e interface do *abutment* ocorreram em pilares de titânio; quando, a dobra do parafuso e a fratura do *abutment* foram os modos prevalentes de fratura dos *abutments* de zircônia *two-piece*. Pelo contrário, os modos de fratura dos *abutments* de zircônia *one-piece* foram fratura de parafuso e *abutment* (Alqahtani, Alamar, 2020).

Mohammadpour et al. (2020) comparou o padrão de tensão que seria produzido *one e two-piece abutments* em restaurações parafusadas usando análise

de elemento finito tridimensional. O estudo demonstrou que a concentração de estresse no osso peri-implantar no modelo de *one-piece abutment* foi maior do que a de *two-piece*. Os valores de tensão para modelos com one-piece abutment estavam na zona de sobrecarga patológica, enquanto esses valores para o *two-piece abutment* estavam dentro da zona de carregamento ideal. A partir de um aspecto biológico, pode-se concluir que o uso de *two-piece abutments* para restaurações parafusadas é mais adequado na redução do estresse ósseo e da tensão (Mohammadpour et al., 2020). Entretanto, segundo o estudo de Tribst et al. (2020) as análises de elementos finitos das estruturas apresentaram uma sobrevivência e concentração de tensões adequadas com cerâmica infiltrada por polímero, não apresentando diferença entre eles, sugerindo que segundo as recomendações do fabricante, os dois desenhos podem criar coroas de geometria igual, e a mesma indicação clínica é correta.

3 PROPOSIÇÃO

3.1 Objetivo geral

Caracterizar e avaliar o comportamento biomecânico pelo método dos elementos finitos e a resistência à fadiga de implantes unitários em dois diferentes grupos: implantes de titânio com coroas de zircônia e implantes de zircônia com coroas de zircônia. A hipótese nula consiste em que não haverá diferença entre os grupos para a distribuição de tensões e sobrevivência em fadiga.

3.2 Objetivos específicos

- a) Observar o comportamento biomecânico pelo método dos elementos finitos, identificando possíveis danos no tecido peri-implantar devido a microdeformação cervical e regiões de tensão elevada de possível falha mecânica nas estruturas protéticas;
- b) Caracterizar e identificar os materiais de confecção dos implantes, e as possíveis mudanças estruturais e transformações de fase da zircônia devido à simulação da incidência de cargas mastigatórias;
- c) Avaliar as propriedades mecânicas e de superfície, bem como a sobrevivência em fadiga mecânica dos diferentes implantes.

4 MATERIAL E MÉTODOS

Para este trabalho foram utilizados implantes de titânio com pilares de titânio e implantes de zircônia com pilares de titânio, ambos suportando uma coroa protética em zircônia.

4.1 Confecção dos corpos de prova

Foram utilizadas secções de tubos de PVC com diâmetro de $\frac{3}{4}$ de polegada para a confecção de blocos em poliuretano (F160, Axson Technologies, Saint-Ouen-l'Aumône, França) com módulo elástico uniforme (poliuretano: 3,6 GPa) (Wiskott, Belser, 1999).

A resina de poliuretano foi obtida a partir de medidas iguais de uma base e um catalisador misturado em um grau de borracha até a resina se mostrar completamente homogênea. Com o auxílio de uma espátula, a resina foi vertida nos tubos de PVC e o conjunto foi levado a uma pressurizadora a vácuo (Protecni, Araraquara, São Paulo, Brasil) sobre uma pressão de 45 lbs para evitar a incorporação de bolhas.

Após a polimerização do poliuretano, o bloco foi removido da matriz e suas superfícies foram regularizadas com lixas de SiC (#220, #320, #400 e #600) sob irrigação constante em politriz automática (Ecomet / Automet 250, Buehler, Illinois, EUA) para remoção de irregularidades periféricas inerentes ao preparo do espécime.

Com as bases prontas, foi utilizado um conjunto de fresas padronizado (Straumann, Basiléia, Suíça). As perfurações foram realizadas com velocidade de inicial de 800 rpm e depois que for ampliando reduz até 300 rpm na fresagem, com relação ao torque de instalação dos implantes foi de aproximadamente 35 N.cm, realizadas com um torquímetro manual. Em cada bloco foi instalado um implante de zircônia (ZZ) cilíndrico cone morse com 4,1 mm de diâmetro e 10 mm de comprimento (PURE Ceramic, Straumann Dental System Implant, Basiléia, Suíça) e um implante de titânio (TZ) grau IV cilíndrico cone morse com 4,1 mm de diâmetro e 10 mm de

comprimento (BLT, Bone Level, Straumann Dental System Implant, Basileia, Suíça) mantendo 3 mm dos implantes expostos, ou seja, acima da superfície resina, conforme a ISO para fadiga de implantes dentários (ISO 14801:2007).

4.1.1 Confeção das coroas monolíticas sobre pilares de titânio

As coroas foram fabricadas em peça única (monolítica) usando blocos de Zircônia Prettau® 4 Anterior® (Zirkonzahn Worldwide, Gais, Bz, Itália) utilizando o sistema ZirkonZahn CAD/CAM (Computer-Aided Design / Computer Aided Manufacturing) conforme as recomendações do fabricante (Figura 1). Para ambos os grupos, as coroas (Zircônia Prettau® 4 Anterior®, Zirkonzahn Worldwide, Gais, Bz, Itália) foram fabricadas com anatomia idêntica de um incisivo lateral superior, espessura palatina mínima de 1 mm, parede cervical de 0,8 mm ao redor da base, terminal cervical de 0,4 mm e espaço de 80 µm para a camada de cimento; esses parâmetros foram inseridos no software CAD. A partir desse momento foi finalizada a programação virtual do trabalho, dando início ao procedimento de fresagem.

Figura 1 - Sistema ZirkonZahn CAD/CAM (Computer-Aided Design / Computer Aided Manufacturing)



Fonte: Elaborada pelo autor.

Após o término do processo de fresagem, foi removido o bloco da unidade de usinagem (Figura 2) e feito o recorte com disco diamantado dupla face nº 7 (Talmax, Curitiba, Paraná, Brasil) para a remoção das coroas. Com as coroas soltas do bloco foi realizado o procedimento de pigmentação intrínseca das mesmas pelo processo de embebição. Para a realização deste procedimento, as coroas foram imersas no líquido de pigmentação na cor A-2 durante dez segundos, em seguidas posicionadas sob a lâmpada de infravermelho durante uma hora, conforme recomendação do fabricante. Por sua vez, esse procedimento tem como função promover a secagem e volatilização do excesso de líquido de pigmentação, evitando a contaminação do forno durante o processo de sinterização.

Figura 2 – Bloco de zircônia após a fresagem



Fonte: Elaborada pelo autor.

A partir do processo de pigmentação intrínseca e secagem dos corpos de prova, as coroas foram levadas ao forno Zirkonofen 600 (Zirkonzahn Worldwide, Gais, Bz, Itália) por um período de 8 horas para o ciclo de sinterização. Durante este ciclo ocorre aumento da temperatura durante as três primeiras horas até o forno atingir 1600 °C, o que resulta em um aumento de 8,9 °C por minuto em média. Após as três horas iniciais, a temperatura permanece constante a 1600 °C durante duas horas, passado esse tempo inicia-se o processo de queda da temperatura nas últimas três horas (Figura 3). Terminando o ciclo de sinterização, as coroas foram adaptadas nos respectivos pilares, observando o assentamento delas.

Figura 3 – Forno para ciclo de sinterização



Legenda: A) Forno Zirkonofen 600 (Zirkonzahn®); B) Coroas após o ciclo de sinterização.
Fonte: Elaborada pelo autor.

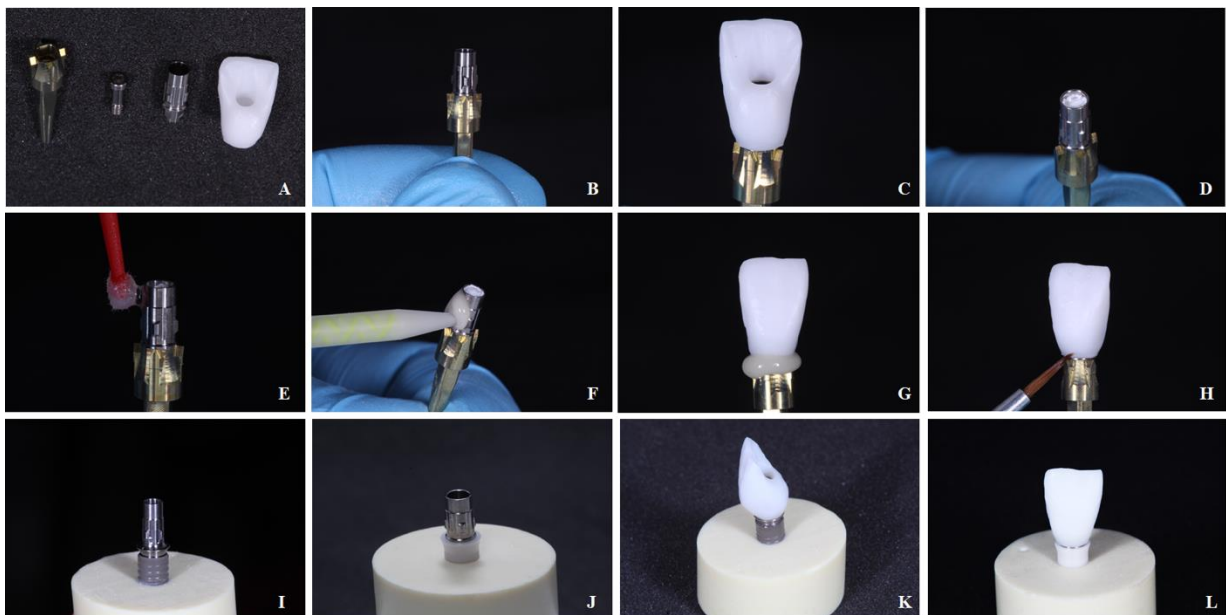
4.1.2 Cimentação de coroas monolíticas

A figura 4 resume o processo de cimentação das coroas sobre os pilares. As coroas com perfuração oclusal foram polidas, limpas e cimentadas nas bases de titânio. Através do orifício de acesso ao parafuso com desenho cônico de 8° e encaixe por fricção interna, os conjuntos (coroa e Tibase) foram posicionados nos implantes. Os pilares foram instalados com torque de 35 N.cm, utilizando chave específica do Sistema Straumann por meio de um torquímetro digital.

Todos os pilares protéticos purebase e variobase (Straumann, Basileia, Suíça) foram jateados com partículas de óxido de alumínio de 50 μm (Al_2O_3) a uma pressão de 1,5 bar, utilizando um análogo de implante para auxiliar no manuseio laboratorial. Todas as peças foram limpas em banho ultrassônico (5 min com álcool isopropílico) e receberam uma camada de primer para metal (Alloy Primer, Kuraray Noritake Dental

Inc., Okayama, Japão) por 60 s. Em seguida, as superfícies das bases de titânio foram secas suavemente por sopro de ar e os orifícios de acesso ao parafuso foram protegidos com uma fita de Teflon. Foi utilizado cimento resinoso de cura dual Panavia V5 (Kuraray Noritake Dental Inc., Okayama, Japão), para permitir uma uniformidade na cimentação da peça protética. Através de uma ponta misturadora foi realizado a aplicação do cimento sobre a superfície do pilar, permitindo com que todas suas faces ficassem totalmente preenchidas. Em seguida, a coroa foi assentada sobre o pilar e todo o excesso de cimento presente nas margens foi removido com uso de um pincel fino (Pincel Pelo Marta, Tigre, Joinville, SC), após a finalização de remoção dos excessos, foi realizado a fotoativação com uso de um aparelho fotoativador de LED (BluePhase, @800mW/cm², Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein). A linha de cimentação e a interface do cimento resinoso foram polidas com o kit de borrachas de silicones para polimento DHP Pro Kit Ceram 7 (Paranaguá, PR, Brasil) a 5000 rpm. Os conjuntos foram divididos em dois grupos experimentais (n = 20), de acordo com o material de fabricação do implante. Para todas as amostras o detalhe em alto relevo presente nas bases de titânio (antirotacional) foi mantido para vestibular.

Figura 4 - Sequência de preparação dos corpos de prova.



Legenda: A) Conjunto munhão, parafuso de fixação, pilar purebase e coroa; B) Pilar purebase posicionado sobre munhão; C) Coroa sobre função para verificar assentamento da peça antes da etapa de cimentação; D) Selamento do acesso do parafuso passante com teflon; E) Aplicação do primer com

uso de microbrush; F) Ponta misturadora inserindo cimento resinoso sobre pilar purebase; G) Coroa de zircônia sendo assentada sobre conjunto pilar e munhão; H) Remoção de excesso de cimento presente nas margens com uso de pincel pelo de marta; I) Implante de titânio inserido no poliuretano com o pilar variobase em função; J) Implante de zircônia inserido no poliuretano com o pilar purebase em função; K) Conjunto coroa, pilar (variobase), parafuso, implante em função sobre corpo de prova em poliuretano em vista lateral; L) Conjunto coroa, pilar (purebase), parafuso, implante em função sobre corpo de prova em poliuretano em vista frontal.

Fonte: Elaborada pelo autor.

Os dispositivos de carregamento hemisférico, simulando a função de coroas dentárias, foram usinados em aço inox conforme os parâmetros descritos na norma ISO 14801:2016. O formato hemisférico do dispositivo permitiu que o carregamento da carga fosse realizado em um único ponto de área lingual em todas as amostras, evitando assim a concentração desigual das forças bem como a deformação prematura do conjunto reabilitador envolvido nas amostras.

Os testes foram realizados por único operador treinado e as amostras foram numeradas previamente à realização dos testes de forma aleatória dentro dos seus grupos.

4.2 Análise de superfície com Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV)

Amostras representativas dos implantes em zircônia (PURE Ceramic, Straumann Dental System Implant, Basiléia, Suíça) e dos implantes de titânio (BLT, Bone Level, Straumann Dental System Implant, Basiléia, Suíça) foram analisadas quanto a sua morfologia superficial em microscópio eletrônico de varredura (MEV, Inspect S50, FEI Company, Brno, República Tcheca) (Figura 5). Algumas amostras não receberam cobertura de ouro para avaliação da composição do material na superfície, pois se trata de materiais inerentemente condutores.

Figura 5 – Microscópio eletrônico de varredura para caracterização da superfície das amostras



Fonte: Elaborada pelo autor.

4.3 Espectroscopia Raman

O estresse compressivo foi medido por espectroscopia Raman (Tanaka et al., 2009). Os espécimes foram fixados em um dispositivo de carregamento compressivo, sendo este colocado em um equipamento de espectroscopia Raman do tipo confocal (LabRAM HR Evolution, Horiba, São Paulo, SP, Brasil) (Figura 7).

Os espectros foram registrados entre 0 e 1000 cm^{-1} com um tempo de aquisição de 30 segundos, 2 ciclos e tamanho de fenda de 100 μm . A análise quantitativa das fases foi realizada utilizando o modelo proposto por Clarke e Adar, em 1982 (Clarke e Adar, 1982). Além disso, o estresse compressivo residual das amostras foi determinado de acordo com a seguinte equação (Tanaka et al., 2009):

$$\nu = \nu_0 + \Pi \Delta\sigma$$

Onde v é a posição do pico Raman da amostra envelhecida, v_0 é a posição do pico Raman da amostra imediata e Π o coeficiente para tensão uniaxial (constante = 5,43 cm⁻¹ GPa⁻¹).

A microestrutura dos implantes de Y-TZP foi analisada qualitativamente por microscópio eletrônico de varredura por emissão de campo (FEG-SEM, MIRA3-TESCAN, Brno-Kohoutovice, República Tcheca). As imagens do MEV foram obtidas com o detector SE, em alto vácuo, voltagem de aceleração de 5 kV e ampliações de 5.000 e 50.000x. O tamanho do grão foi determinado nas imagens usando o método do diâmetro médio do círculo equivalente (ISO 133383-1: 2012). O tamanho do defeito foi estimado por meio de um software de computador (ImageJ, National Institutes of Health, Bethesda), onde foram utilizadas imagens de ampliação de 50.000 ×, e escala semelhante definida para padronização.

Figura 6 - Equipamento de microscopia para análise de espectroscopia raman do tipo confocal



Fonte: Elaborada pelo autor.

4.4 Análise de Difração de Raio-X (DRX)

Para identificar a cristalinidade dos materiais foi utilizado o Difratorômetro de Raios-X de Alta Resolução (GIXRD; Philips X'pert PRO MRD, Almelo, Holanda) (Figura 8). A identificação das fases cristalinas foi dada após comparação dos espectros experimentais com espectros de difração padrões do banco de dados JCPDS (Joint Committee on Powder Diffraction Standards) e ICSD (Inorganic Crystal Structure), em um momento pré e pós teste de fadiga em todos os grupos.

A varredura de incidência padrão DRX foi realizada na geometria Bragg θ - 2θ , equipada com um monocromador de grafite e radiação Cu K α ($\lambda = 1,5406 \text{ \AA}$), operando a uma tensão de 40 kV e uma emissão de corrente de 40 mA. Os dados foram obtidos em 2θ variando de 20° a 70° a uma taxa de varredura de $0,2^\circ / \text{min}$ e um tamanho de etapa de $0,02^\circ$.

A análise quantitativa da fase foi realizada usando o método de refinamento Rietveld no software X'Pert HighScore (Malvern PANalytical Ltd, Westborough, MA, EUA), que estima a fração de peso (%) de cada fase com base na intensidade de pico relativa.

Figura 7 - Equipamento de difratometria através de radiação-X com Alta Resolução



Fonte: Elaborada pelo autor.

4.5 Perfilometria

A caracterização das amostras será realizada antes e após o teste de fadiga cíclica, com um perfilômetro óptico digital (ContourGT-X, Bruker, Billerica, Massachusetts, EUA) (Figura 9), avaliando qualitativamente a topografia e rugosidade das superfícies da região cervical do implante e região do transmucoso do pilar protético. Esse perfilômetro é conectado a um computador através de um *software* Wyko Vision 32 (Veeco, EUA) e gera imagens 3D do perfil da superfície das amostras.

Figura 8 - Equipamento de perfilometria óptica digital

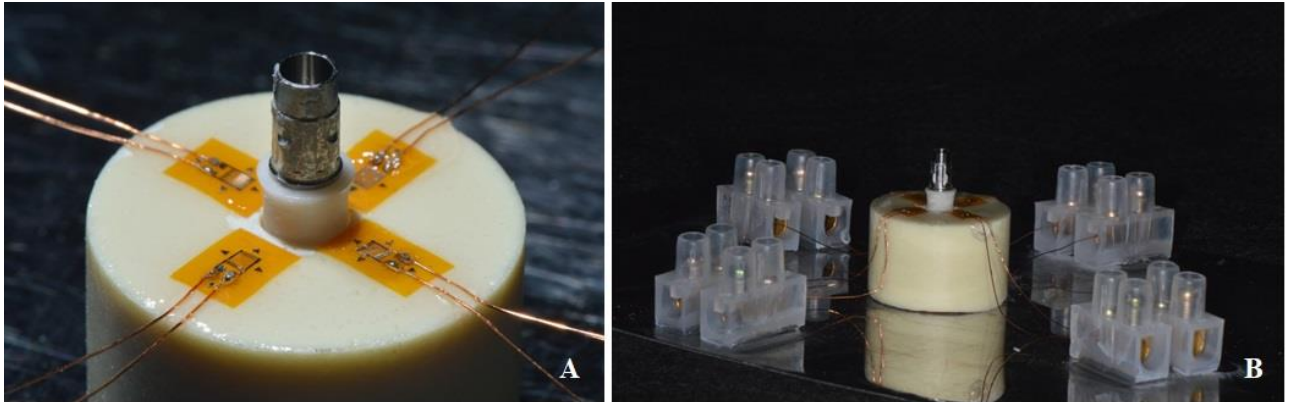


Fonte: Elaborada pelo autor.

4.6 Análise por Extensometria

Para validação do modelo matemático foi utilizado a microdeformação como critério de falha (Tribst et al., 2020). Para tanto, um espécime de cada grupo foi preparado para tal finalidade. Inicialmente foi realizada a limpeza deste bloco com álcool isopropílico e quatro extensômetros lineares elétricos modelo PA-06-060BA-120-L (Excel Sensores Ind. Com. Exp. Ltda, Taboão da Serra, São Paulo, Brasil) foi colado em sua superfície com adesivo a base de cianoacrilato (Super Bonder Loctite, São Paulo, Brasil) na regiões vestibular, palatina, mesial e distal (Figura 12).

Figura 9 –Posicionamento dos extensômetros no bloco



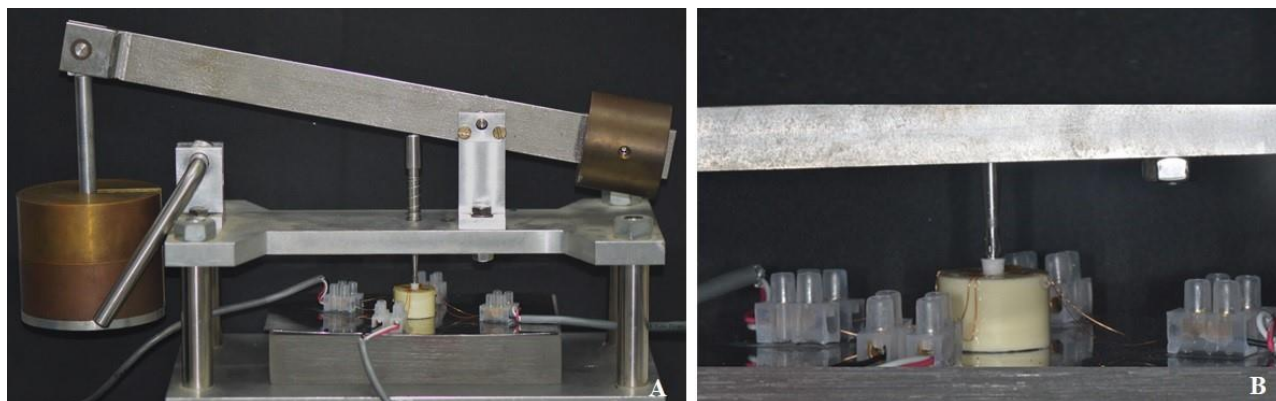
Legenda: A) Corpo de prova com extensômetros colados; B) Corpo de prova com extensômetros colados nos conectores.

Fonte: Elaborada pelo autor.

Para facilitar a realização dos ensaios, os terminais de cada extensômetro foram soldados e instalados em conectores elétricos colados a uma base com adesivo a base de cianocrilato (Super Bonder Loctite, São Paulo, Brasil). Para verificar a eficiência foi realizada a aferição de cada extensômetro e cada saída do conector utilizando um aparelho multímetro (Minida ET 2055: Minida São Paulo - Brasil), garantindo que a saída do conector apresentasse a mesma resistência do extensômetro ($120\ \Omega$). Sendo assim, foram instalados 4 cabos nas saídas aos 4 conectores de cada bloco, e conectados em aparelho condicionador de sinais elétricos (Model 5100B Scanner – System 5000 – Instruments Division Measurements Group, Inc. Raleigh, Carolina do Norte – EUA, FAPESP proc: 07/53293-4) para registrar as variações de resistência elétrica e transformá-las em unidade de microdeformação ($\mu\epsilon$). A gravação dos dados foi realizada através de um software strain-smart instalado em um microcomputador com processador Pentium IV 1.1Ghz, 256 MB de memória RAM. A formatação do software permitiu que cada canal correspondesse a um extensômetro.

Foi utilizada uma ponta arredondada de 2 mm de diâmetro presente no dispositivo de aplicação de carga (DAC) (Nishioka et al., 2015) que permitiu carregamentos axiais constantes de 10,2 e 20,4 kgf (Mericske-Stern et al, 1995). A aplicação da carga se deu em apenas em um ponto (Figura 13).

Figura 10 – Aparelho condicionador de sinais elétricos



Legenda: A) Dispositivo de aplicação de carga; B) Ponta arredondada de 2 mm de diâmetro presente no dispositivo de aplicação de carga.

Fonte: Elaborada pelo autor.

4.7 Correlação de Imagem Digital

A técnica de correlação de imagem digital foi realizada para medir a deformação gerada na superfície do bloco de resina fotoelástica para as diferentes aplicações de carga (Tribst et al., 2020). Uma câmera profissional (Canon EOS Rebel T5 com Tamron 90 mm f / 2.8 SP VC AF Macro-Lens) foi usada para capturar as imagens de deformação do corpo e um pacote de software especializado (Gom correlate, Vtech Consulting Ltda, São Paulo, Brasil) usado para a análise de imagem. A câmera tinha resolução de 18,00 megapixels. A superfície do modelo de resina voltada para a lente da câmera foi individualizada com uma fina camada de spray branco. Em seguida, o spray preto foi usado para produzir manchas de formato irregular para rastrear a análise durante a correlação da imagem. Uma carga progressiva estática sem impacto de 100 e 200 N foi aplicada usando uma máquina de ensaio universal (DL-1000, EMIC, São José dos Campos, Brasil).

Para medir a deformação gerada (mm) na superfície do bloco, imagens sequenciais foram obtidas na frequência de 1 Hz até que a carga máxima fosse atingida. A primeira imagem foi tirada sem carregar, e as demais imagens foram comparadas com a primeira imagem para calcular os deslocamentos na superfície. A deformação foi calculada a partir do deslocamento usando um software de correlação

de imagem (GOM Correlate, Braunschweig, Germany). As regiões cervicais de ambos os implantes foram selecionadas para quantificar os valores (Tiozzi et al., 2013; Tanasić et al., 2016; Valente et al., 2021).

4.8 Carga Máxima para Fratura

Para determinação do perfil de fadiga que foi utilizado, para envelhecimento mecânico das amostras, dez espécimes de cada grupo foram submetidos ao teste de carga máxima para fratura. Para isso, as amostras foram fixadas em uma base com 30° de angulação em relação ao solo (ISO 14801:2016) (Figura 14) e submetidos a uma carga compressiva de 0.5mm/min e uma máquina de ensaio universal (Emic DL-1000, Emic, São José dos Pinhais, PR, Brasil).

Figura 11 – Amostra fixada em base com 30° de angulação em relação ao solo (ISO 14801:2016)



Legenda: Vista frontal do corpo de prova sendo submetidos a uma carga compressiva de 0.5mm/min em máquina de ensaio universal.

Fonte: Elaborada pelo autor.

4.9 Aferição do Torque Protético

Após os implantes terem sido fixados, foram instalados os pilares protéticos de titânio (RB WB Straumann Variobase 5,5 mm, Straumann Dental System Implant, Basiléia, Suíça) e (CI RD Straumann PUREbase 5,5 mm, Straumann Dental System Implant, Basiléia, Suíça), e foram torqueados com 35 N.cm de torque utilizando uma chave específica do Sistema Straumann por meio de um torquímetro manual da própria empresa e uma nova confirmação foi realizada com o digital. Os torques foram confirmados após 10 minutos seguindo recomendação de estudos na literatura. (Spazzin et al., 2010; Cardoso et al., 2012; Rodrigues Neto et al., 2014; Silva et al., 2018). Depois de finalizado a análise de sobrevivência em fadiga, uma nova aferição foi realizada para conferir o destorque ocasionado pelo de processo de fadiga termomecânica.

4.10 Análise da Sobrevivência em Fadiga

Para o teste de envelhecimento, as amostras foram posicionadas em uma base com ângulo de 30° em relação a base do simulador de ciclagem termomecânico (ER 37.000 Plus, Erios; São Paulo, Brasil) e receberão 2.000.000 ciclos na frequência de 2 Hz com aplicador de aço inoxidável de 1,6 mm de diâmetro, conforme os parâmetros descritos na norma ISO 14801:2016. A ciclagem foi realizada com as amostras imersas em água destilada a 37 °C (Figura 15).

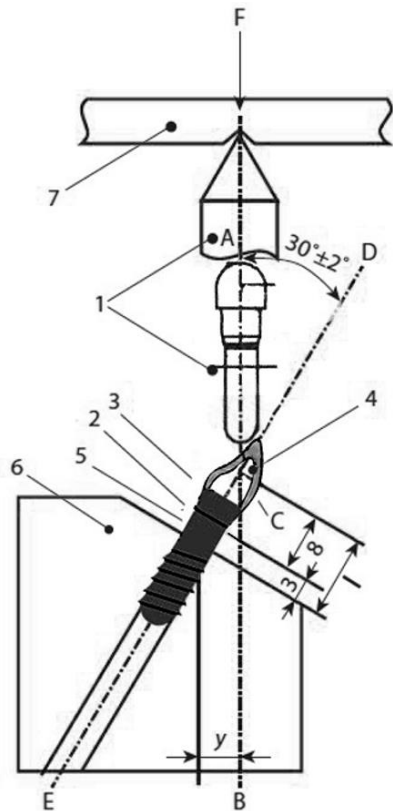
Figura 12 – Amostras base com ângulo de 30° em relação a base do simulador de envelhecimento termomecânico (ISO 14801:2016)



Legenda: A) Cicladora termomecânica (ER 37.000 Plus, Erios); B) Espécimes imersos em água destilada a 37 °C, sobre realização de teste de ciclagem termomecânico.
Fonte: Elaborada pelo autor.

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), na presença de água destilada com o mesmo dispositivo do teste monotônico, inclinadas em 30°, com frequência 10 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 13 – Esquema de projeto da análise de sobrevivência em fadiga, de acordo com a norma ISO 14801:2016



Legenda: 1) Dispositivo de carregamento; 2) Nível ósseo nominal; 3) Pilar do implante; 4) Coroa anatômica para carregamento hemisférico; 5) Corpo do implante; 6) Suporte da amostra; 7) Aplicação de Força.

Fonte: ISO:14801 adaptado por Jefferson Matos.

4.11 Análise de Adaptação da Coroa Protética

Para determinar a desadaptação entre a coroa e o pilar protético para os grupos TZ e ZZ, foi realizada uma análise complementar em Estereomicroscópio Digital (Keyence VHX-1000, Itasca, Illinois, USA) e MEV, para mensurar a distância entre término da coroa e a sua região de assentamento com precisão de micrômetrosantes, após o teste de fadiga (Figura 16). Todos os espécimes foram avaliados e a desadaptação será mensurada em um ponto específico em quatro faces distintas, correspondente as faces vestibular, palatina, mesial e distal. As análises foram realizadas às cegas por dois examinadores não envolvidos nas etapas prévias de preparo das amostras. Os examinadores selecionados avaliarão a desadaptação de 20% das amostras, ou seja, 8 implantes e suas 32 faces, para que os dados sejam submetidos ao teste Kappa (COONOVER, 1999). As análises foram repetidas até que

a reprodutibilidade intra- e inter-examinador dos resultados obtenha um grau de concordância acima de 0,75.

Figura 13 – Estereomicroscópio digital utilizado para determinar a desadaptação da coroa protética



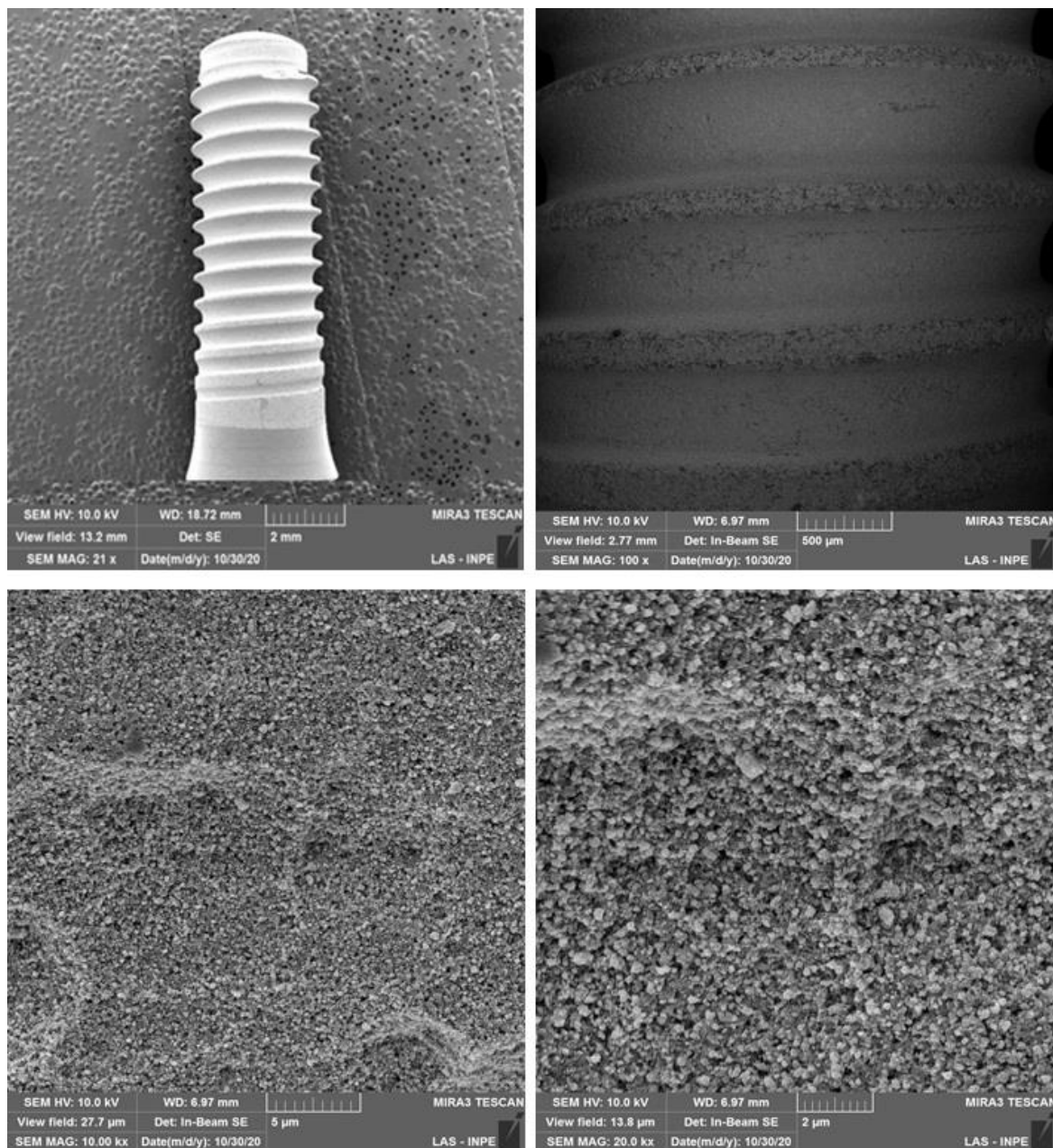
Fonte: Elaborada pelo autor.

5 RESULTADO

5.1 Análise de superfície com Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV)

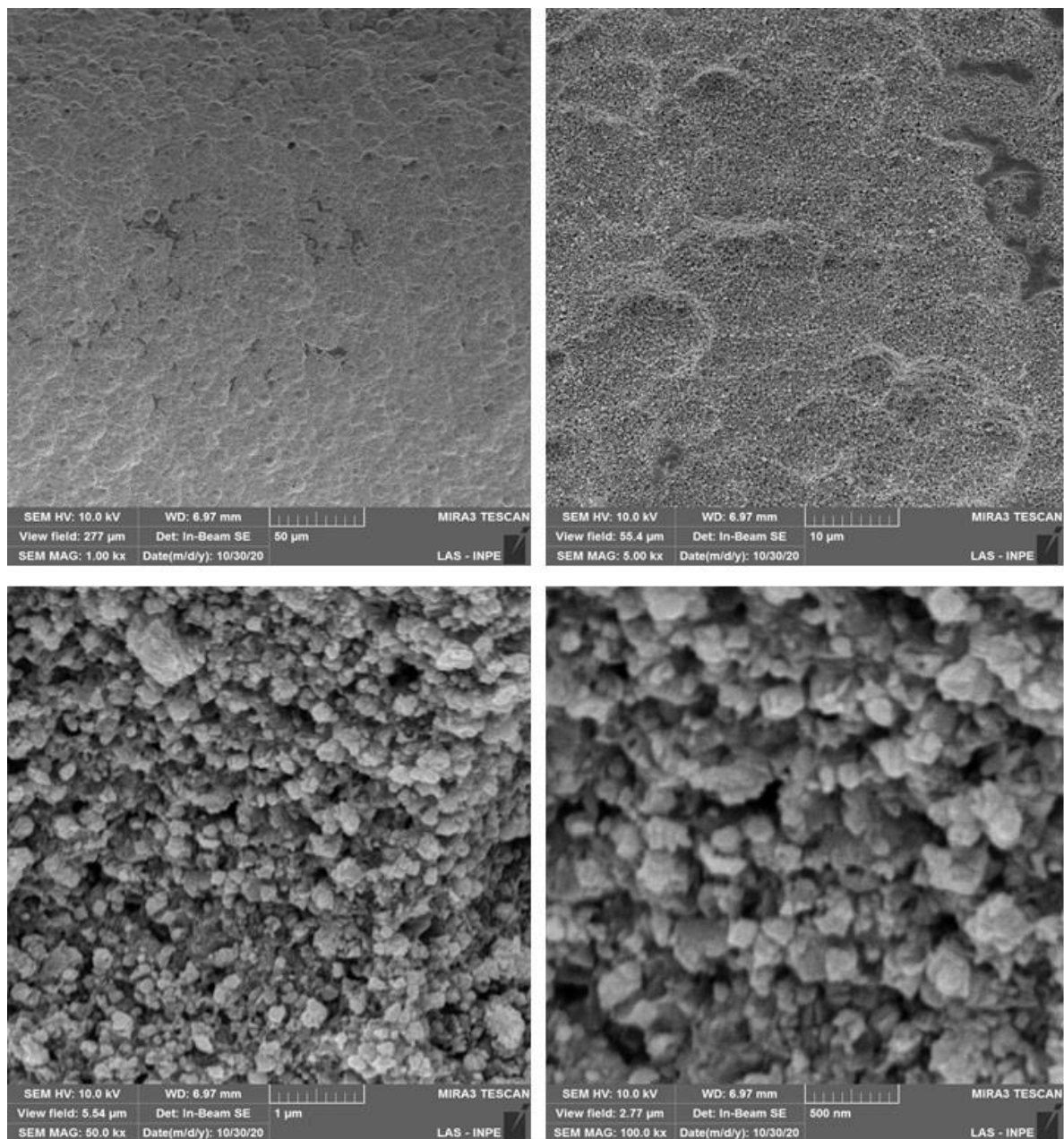
As Figuras 14, 15, 16 e 17 apresentam imagens de microscopia eletrônica de varredura (MEV) de amostras representativas dos grupos experimentais. Não foram observadas diferenças topográficas nas superfícies dos materiais em estudo. Ambos os implantes apresentaram superfícies mais homogênea nas magnificações de 20 e 100x, enquanto nas magnificações de 50.000 e 100.000x é possível observar superfícies irregulares, com a presença porosidades.

Figura 14 – Micrografias de amostras representativas os implantes de zircônia



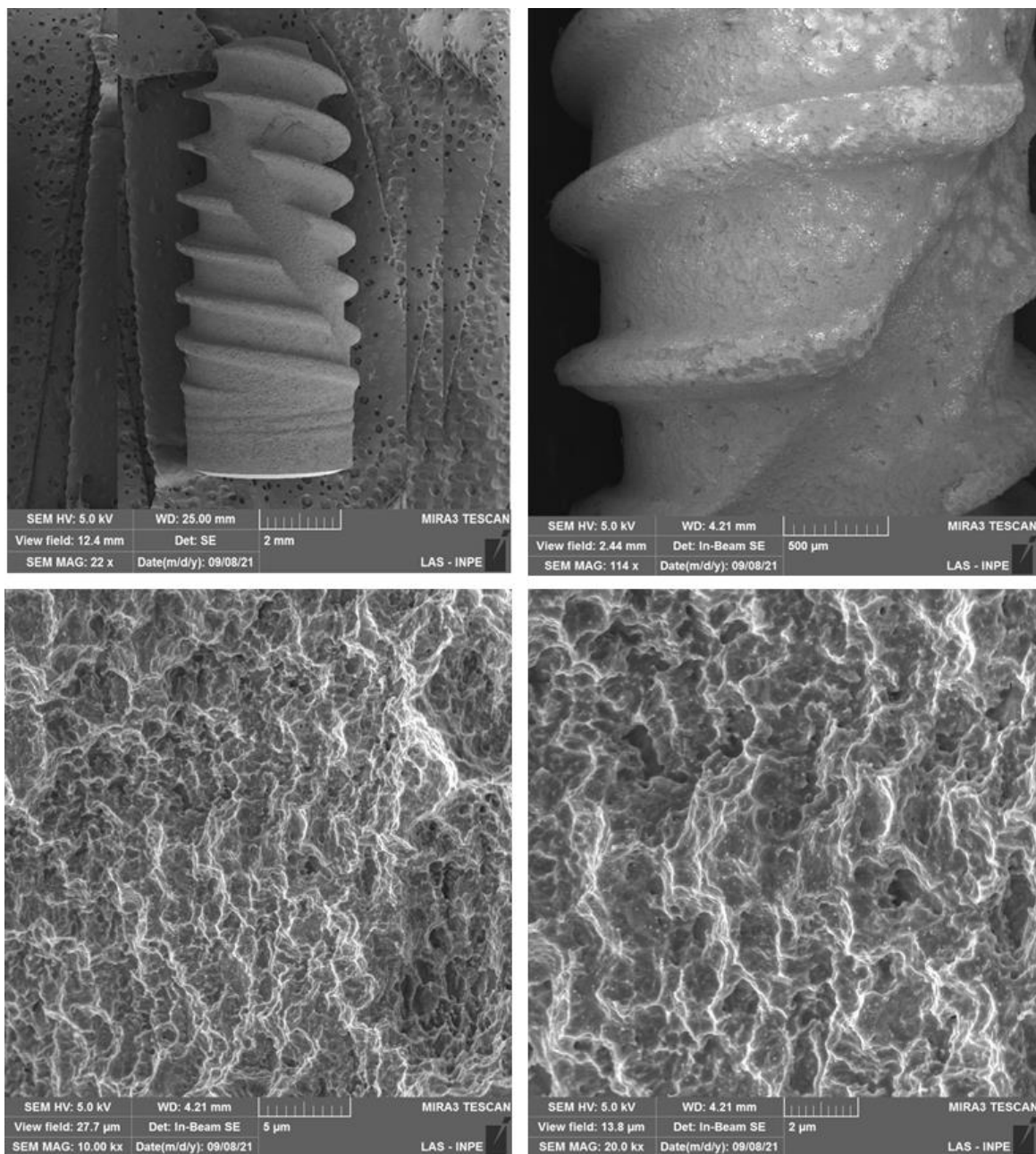
Legenda: A linha superior apresenta espécime do implante em zircônia em um aumento de 20x e 100x. A linha inferior mostra o implante em zircônia em um aumento de 10.000x e 20.000x.
Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 15 – Micrografias de amostras representativas dos implantes de zircônia



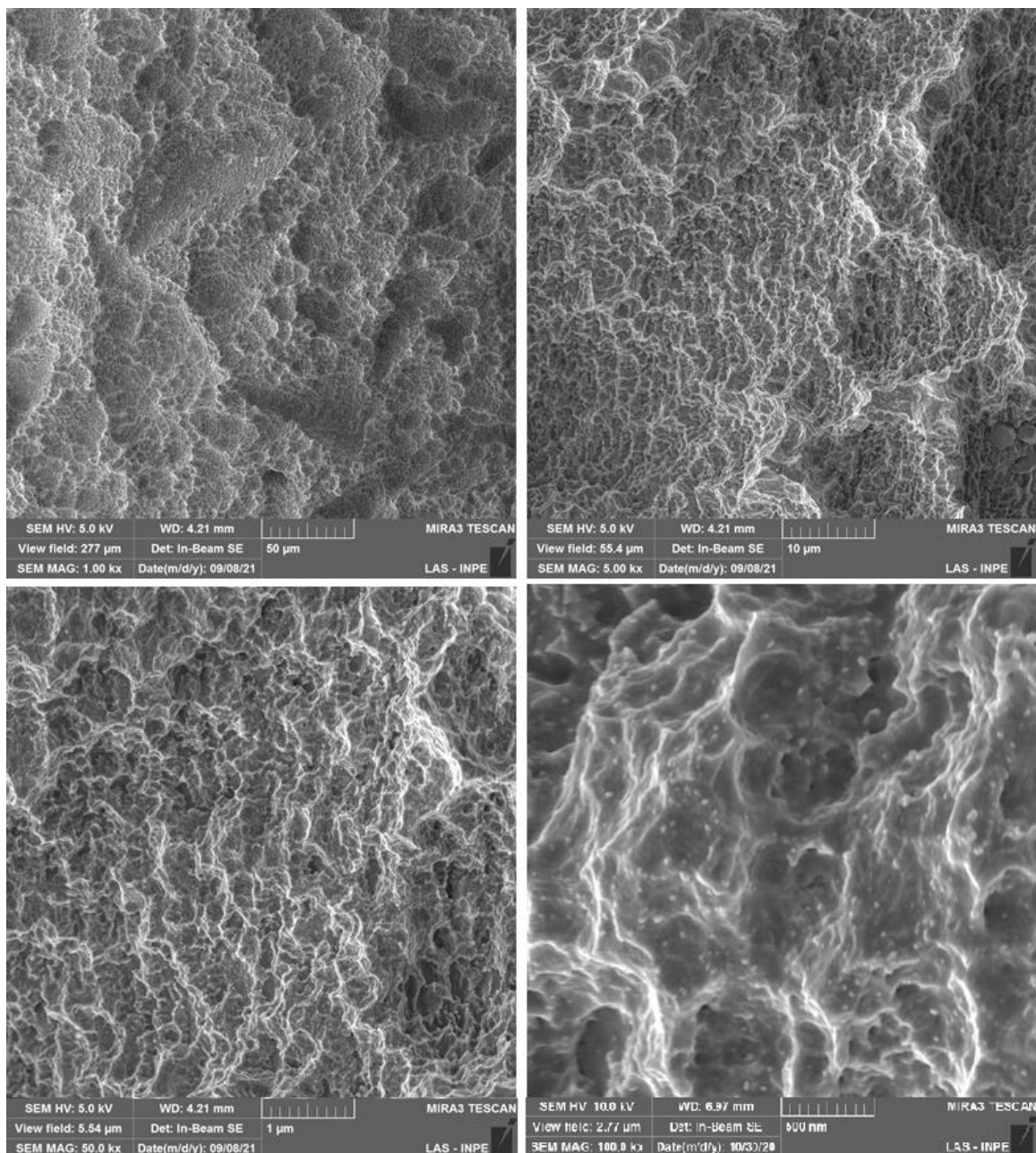
Legenda: A linha superior apresenta espécime do implante em zircônia em um aumento de 1.000x e 5.000x. A linha inferior mostra o implante em zircônia em um aumento de 50.000x e 100.000x.
Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 16 – Micrografias de amostras representativas do implante de titânio



Legenda: A linha superior apresenta espécime do implante em titânio em um aumento de 20x e 100x. A linha inferior mostra o implante em titânio em um aumento de 10.000x e 20.000x.
Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 17 – Micrografias de amostras representativas do implante de titânio



Legenda: A linha superior apresenta espécime do implante em titânio em um aumento de 1.000x e 5.000x. A linha inferior mostra o implante em titânio em um aumento de 50.000x e 100.000x.

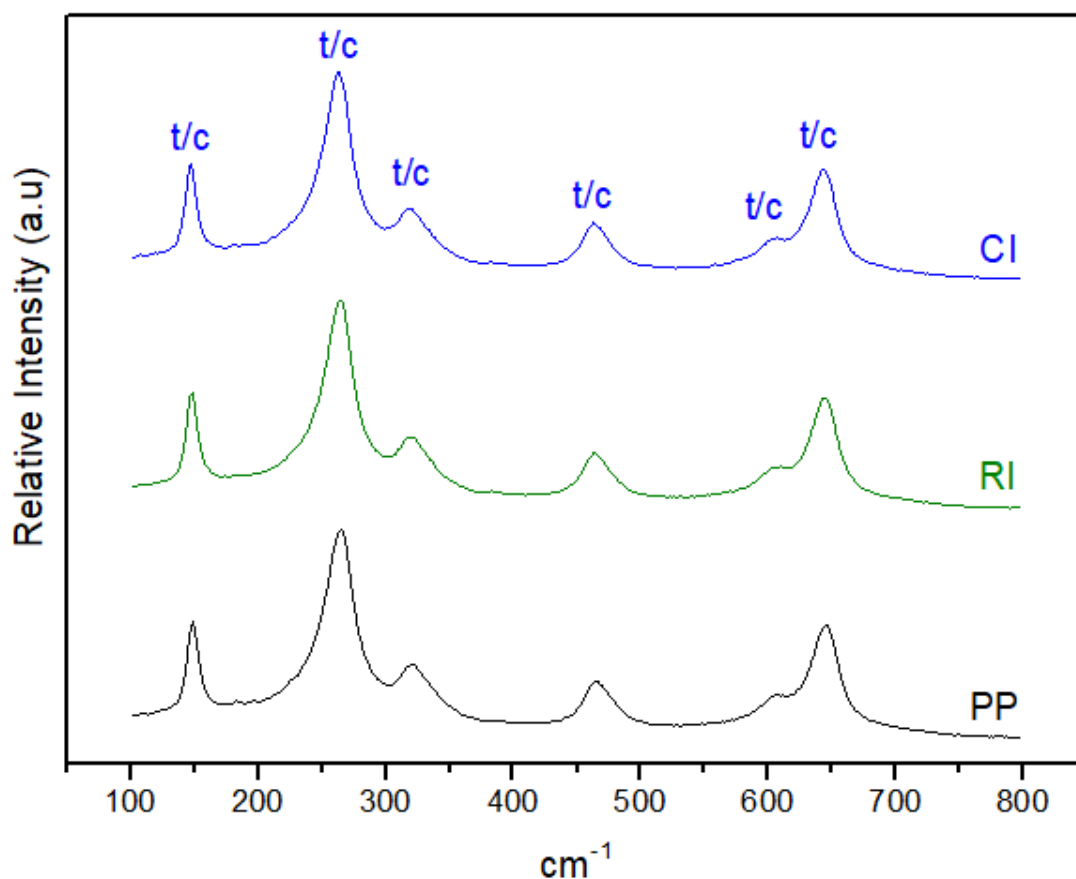
Fonte: Elaborada pelo autor.

5.2 Espectroscopia Raman

Os espectros Raman são apresentados na figura 18. Demonstra o deslocamento na posição do pico Raman antes e após a análise de sobrevivência em fadiga por envelhecimento artificial, sendo assim, claramente é possível observar a

presença de zircônia com fase tetragonal e cúbica. Logo, uma ausência de fase monoclinica pode ser evidenciada. Diante disso, observou-se que nas três regiões do implante: pilar protético (PP), região de interface implante/abutment (RI) e corpo do implante (CI); existem espectros particularmente idênticos, ou seja, com as mesmas fases cristalinas.

Figura 18 - Espectroscopia raman da estrutura do implante de Y-TZP antes e após a análise de sobrevivência em fadiga por envelhecimento

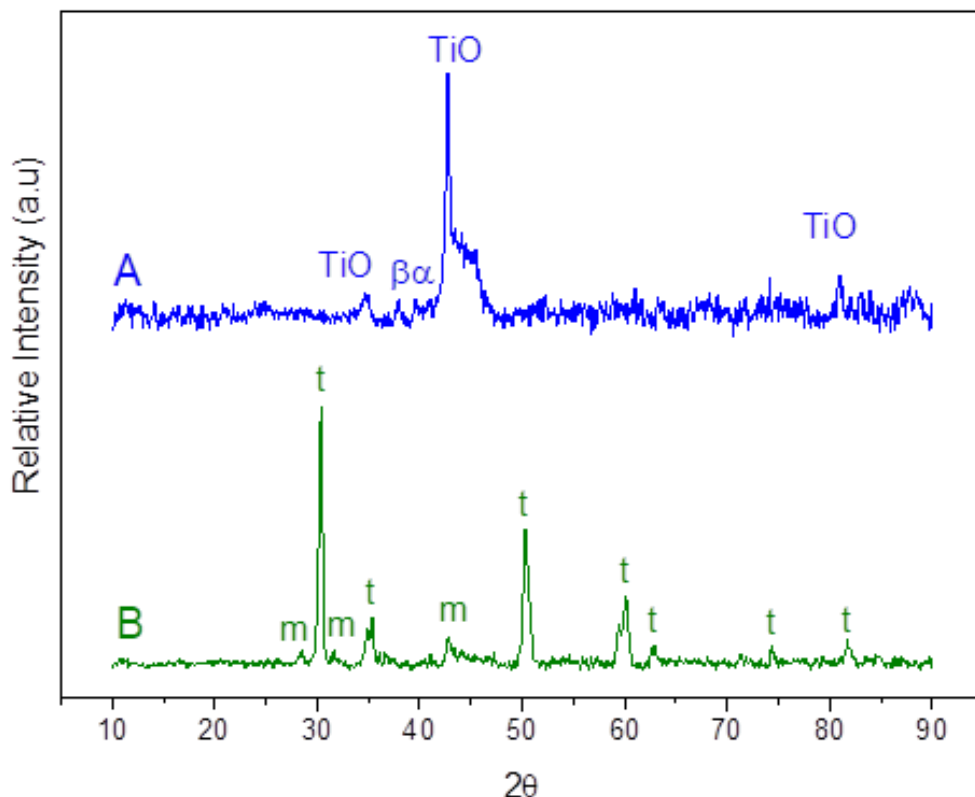


Legenda: Implante de zircônia, t = zircônia tetragonal e c = zircônia cúbica.
Fonte: Elaborada pelo autor.

5.3 Análise de Difração de Raio-X (DRX)

Os difratogramas de raio-X apresentados na figura 19, correspondente ao implante de titânio (A) mostra que a sua superfície é majoritariamente composta por óxido de titânio. Onde no item A apresenta dois picos correspondentes às fases alfa (α) e beta (β), sendo essa característica desse tipo de liga de titânio. Em contrapartida o implante de zircônia apresentou através da análise de difração de raio-X, picos característicos da zircônia tetragonal. Além disso, foi possível observar que o espécime de zircônia apresentou picos característicos de zircônia monoclinica, podendo estar associada a tensões compressivas. Uma vez que, o envelhecimento em laboratório teve uma influência significativa na transformação da fase tetragonal-monoclinica (t-m).

Figura 19 – Difratogramas de raio-X correspondente ao implante de titânio e implante de zircônia antes e após a análise de sobrevivência em fadiga por envelhecimento artificial



Legenda: A = Implante Titânio, B = Implante de Zircônia. TiO = O0.89Ti (ICSD 01-078-0720), α = Titânio Hexagonal (ICSD 01-073-1775), β = Titânico Cubico (ICSD 01-078-0720), t = Zircônia Tetragonal (ICSD 01-082-1243) e m = Zircônia Monoclinica (ICSD 01-074-0815).

Fonte: Elaborada pelo autor.

5.4 Análise de Perfilometria

Os testes estatísticos foram realizados no software R-project 3.2.0. O nível de significância estabelecido para os testes foi igual a 5%, o que estabeleceu um intervalo de confiança de 95% para os resultados apresentados.

Com valores de $p > 0,05$ para o teste de Shapiro-Wilk, temos que a distribuição dos resultados da rugosidade (μm) foram normais. Estes dados se corroboram para utilização de testes paramétricos.

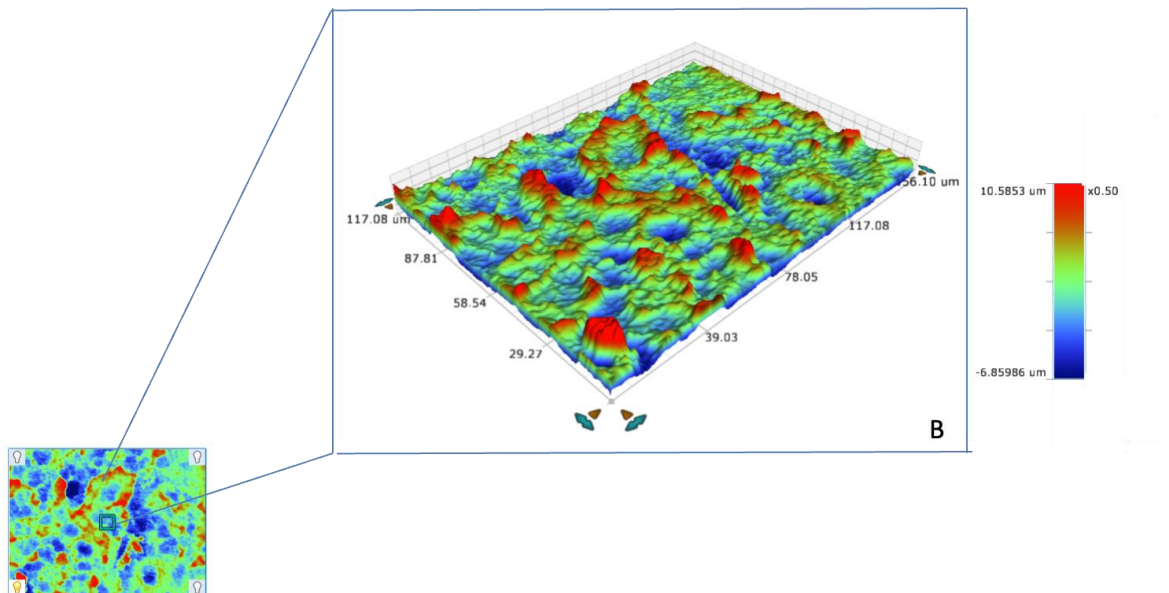
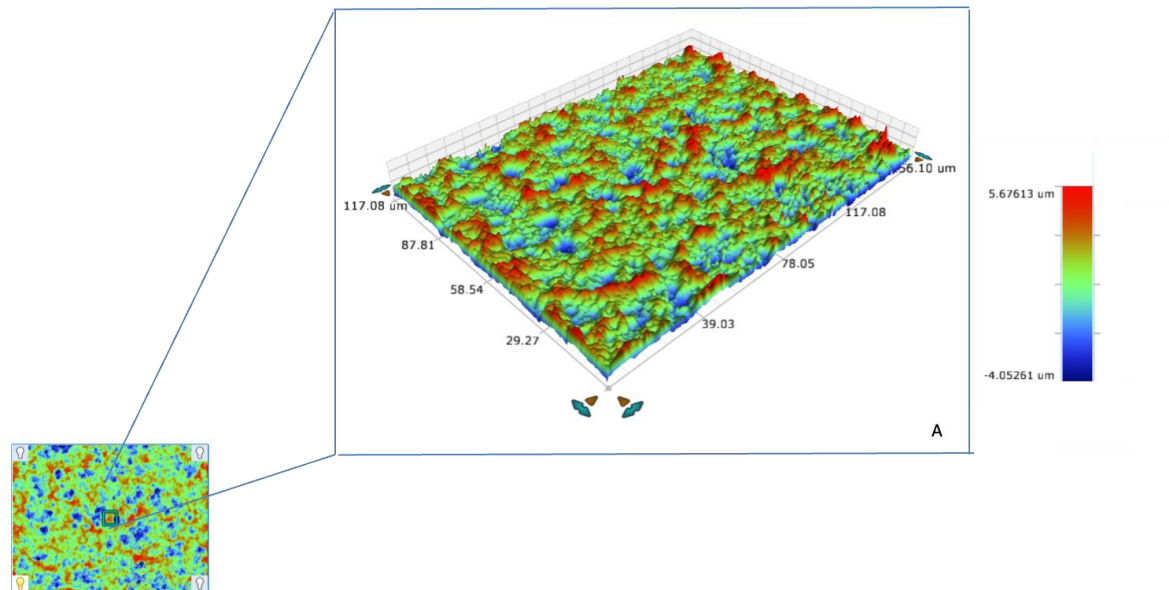
O teste estatístico t student foi utilizado para avaliar relação da variável rugosidade dos implantes em zircônia e titânio. Os resultados obtidos mostraram diferença estatística ($p = 0,000$) para a variável rugosidade, com maiores valores para o grupo “Titânio” ($1.46 \pm 0.16 \mu\text{m}$) quando comparado ao grupo “zircônia” ($0.82 \pm 0.08 \mu\text{m}$) (Tabela 1).

Tabela 1 - Teste t student para a variável “rugosidade” em μm .

Factor	Mean Value (dp)	Df	t	p-value
Titânio	1.46 (0.16)	13.642	10.94	$P < 0.001$
Zircônia	0.82 (0.08)			

Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 20 – Micrografias perfilométricas de amostras representativas dos implantes de zircônia e titânio



Legenda: A = Implante Zircônia = 749 μm , com o aspecto de uma superfície menos rugosa e mais lisa como discriminado na tabela acima. B = Implante de Titânio = 1370 μm , em contrapartida o implante de titânio revelou uma superfície extremamente rugosa com um aspecto quase que o dobro do implante de zircônia.

Fonte: Elaborada pelo autor.

5.5 Análise por Extensometria

Foram obtidos resultados referentes às análises das deformações periféricas peri-implantares para os grupos de implantes em titânio e em cerâmica. De acordo

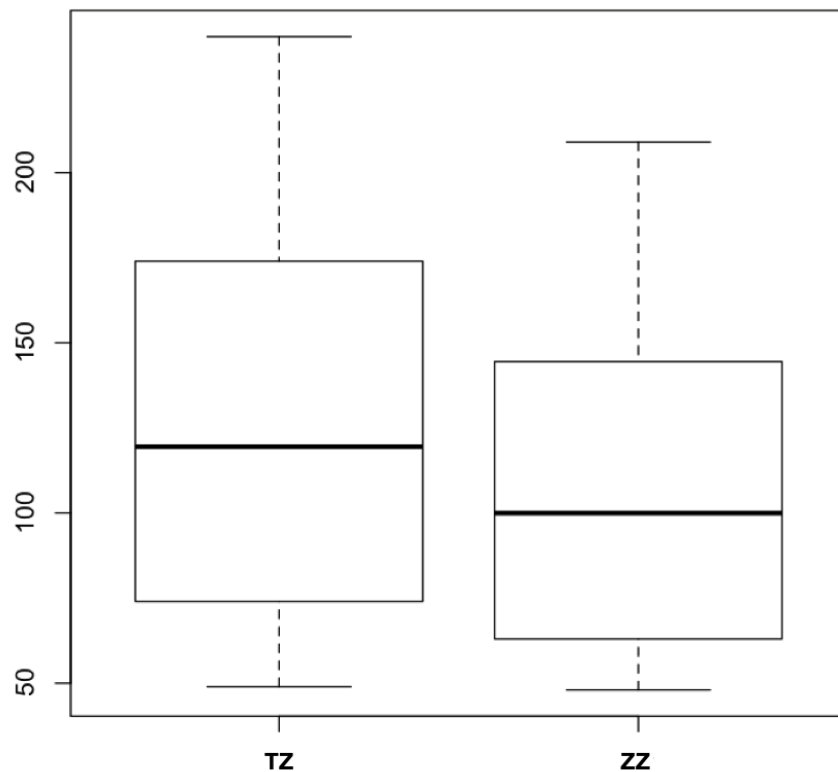
com a Tabela 3, pode-se verificar que a média de deformação periférica no grupo ZZ com 10,2 Kgf foi de 84,5 $\mu\epsilon$ e com desvio padrão de 54,2 $\mu\epsilon$. O mesmo grupo quando recebeu 20,4 Kgf a média foi de 133,5 $\mu\epsilon$ e o desvio padrão de 55,2 $\mu\epsilon$. Em contrapartida o grupo TZ com 10,2 Kgf foi de 97 $\mu\epsilon$ e com desvio padrão de 64,1 $\mu\epsilon$. O mesmo grupo quando receberam 20,4 Kgf a média foi de 159 $\mu\epsilon$ e o desvio padrão de 59,7 $\mu\epsilon$. Assim, é possível verificar que houve variação significativa no mesmo grupo e entre os grupos de comparação, com cargas diferentes. Os valores absolutos de microdeformação para os grupos avaliados estão descritos na figura 34.

Tabela 3 – Média $\pm$ Desvio padrão dos dados obtidos por extensometria para o grupo de implante de zircônia com pilar de zircônia (ZZ) e grupo de implante de titânio com pilar de zircônia (TZ)

Grupo	Carga (Kgf)	Média $\pm$ Desvio Padrão ($\mu\epsilon$)
ZZ	10,2	84,5 $\pm$ 54,2
	20,4	133,5 $\pm$ 55,2
TZ	10,2	97 $\pm$ 64,1
	20,4	159 $\pm$ 59,7

Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 21 – Gráfico box-plot da distribuição dos valores de microdeformação ($\mu\epsilon$) para os grupos ZZ e TZ



Fonte: Elaborada pelo autor.

Para uma melhor análise dos dados, os valores foram transformados em módulos e, de acordo com o teste de Shapiro-wilk, os resultados obtidos apresentaram uma distribuição normal ($p = 0,209$) (Tabela 4).

Tabela 4 - Teste de normalidade Shapiro- Wilk

Dados do Processo	
Estatística: Shapiro-Wilk	0,925
p-valor	0,209

Fonte: Elaborada pelo autor.

Com a observação da distribuição normal pelo teste de shapiro-wilk ($p > 0,05$) foi utilizado o teste estatístico paramétrico de ANOVA 2 fatores (fator “Grupo” e fator “Carga”). Sendo assim, de acordo com as microdeformações ($\mu\epsilon$) dos grupos

avaliados, não foi possível observar diferença estatística ($p = 0,070$) entre os grupos TZ e ZZ (Tabela 5).

Tabela 5 - Tabela do teste de Anova 2 fatores para a extensometria

Fator	DF	Adj SS	djMS	F	p-valor
Grupo	1	12321	12321	3,886	0,070
Carga	1	1444	1444	0,455	0,511
Erro	13	41215	3170		

Fonte: Elaborada pelo autor.

5.6 Correlação de Imagem Digital

Para uma melhor análise dos dados, os valores foram transformados em módulos e, de acordo com o teste de Shapiro-Wilk, os resultados obtidos apresentaram uma distribuição não-normal ($p = 0,012$) (Tabela 8).

Tabela 8 - Teste de normalidade Shapiro- Wilk

Dados do processo	
Estatística: Shapiro-Wilk	0,912
p-valor	0,012

Fonte: Elaborada pelo autor.

Com a observação da distribuição não-normal pelo teste de shapiro-wilk ($p < 0,05$) foram utilizados testes estatísticos não-paramétricos, com análises independentes dos fatores “Grupo” e “Carga”. Logo, o fator grupo foi submetido ao teste de Mann-Whitney por apresentar duas variáveis (ZZ e TZ). O fator “Carga” também foi analisado com o teste de Mann-Whitney por apresentar duas variáveis (Carga de 10,2 Kgf e Carga de 20,4 Kgf). Sendo assim, de acordo com as tensões

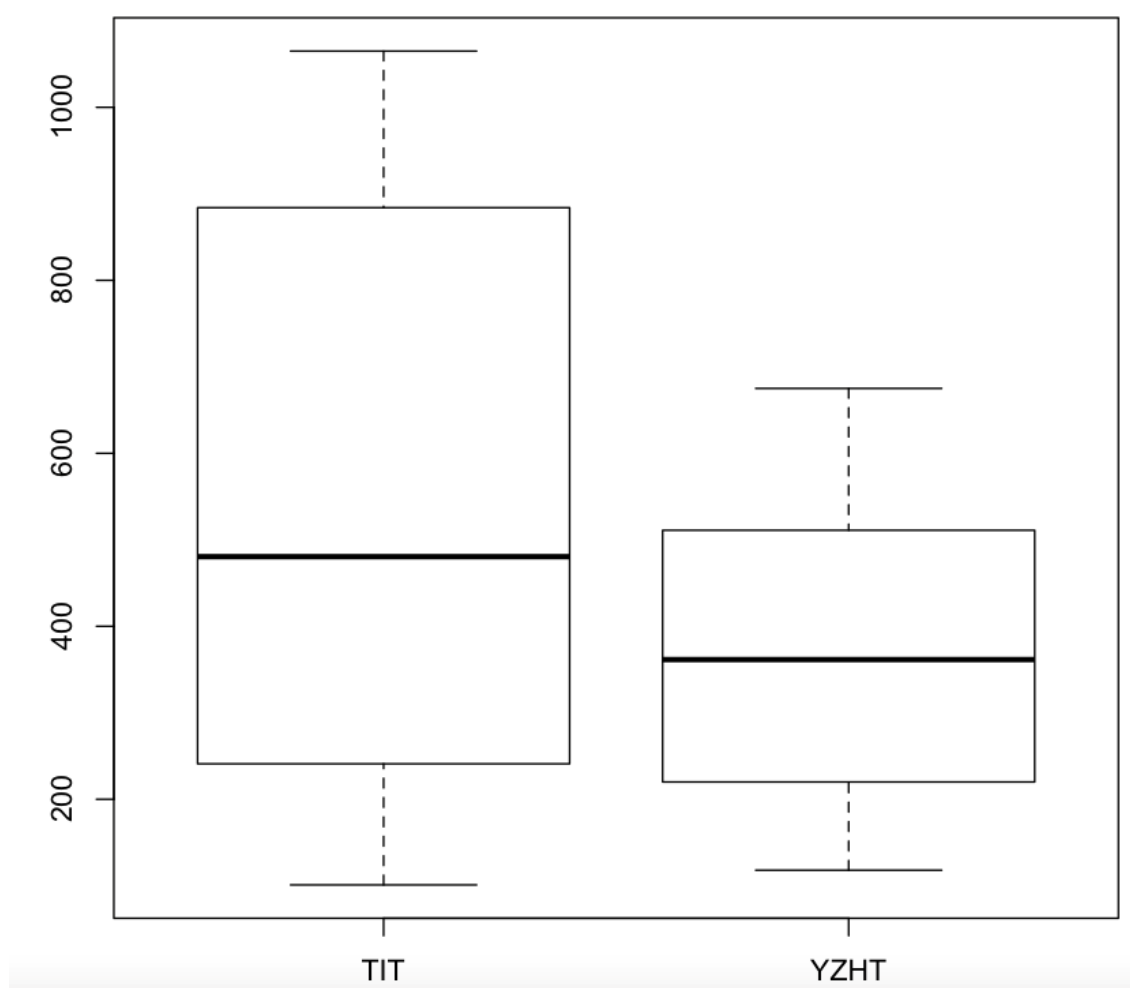
dos grupos avaliados, não foi possível observar diferença estatística ($p = 0,254$) entre os grupos ZZ ($371,0 \pm 177,8 \mu\epsilon$) e TZ ($539,1 \pm 344,8 \mu\epsilon$) (Tabela 9).

Tabela 9 - Tabela do teste de Mann-Whitney para o fator “Grupo” para a correlação de imagem digital

Dados do processo	$\mu\epsilon$ (dp)	W	p-valor
Grupo ZZ	$371,0 \pm 177,8$	159	0,254
Grupo TZ	$539,1 \pm 344,8$		

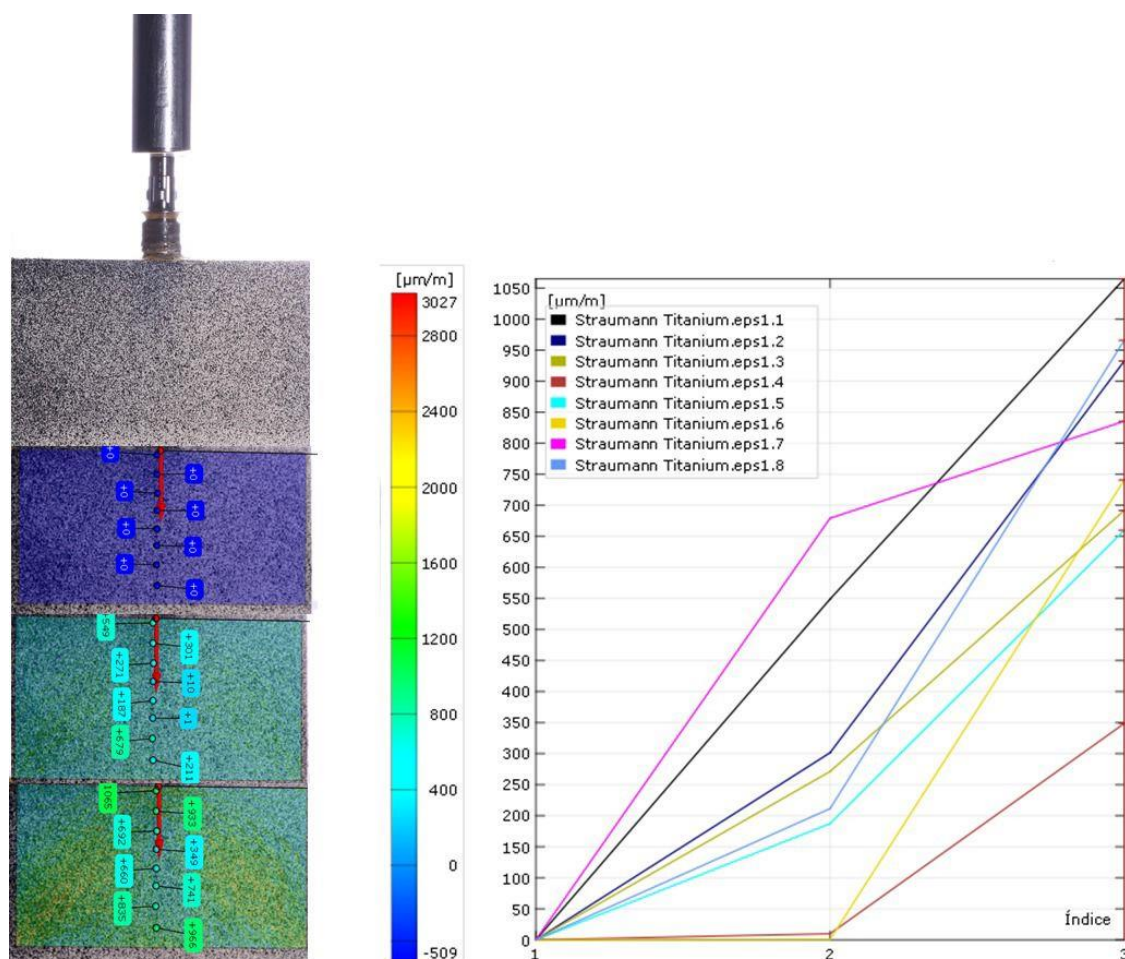
Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura.22 - Gráfico box-plot da distribuição dos valores de microdeformação ($\mu\epsilon$) para os grupos TZ e ZZ.



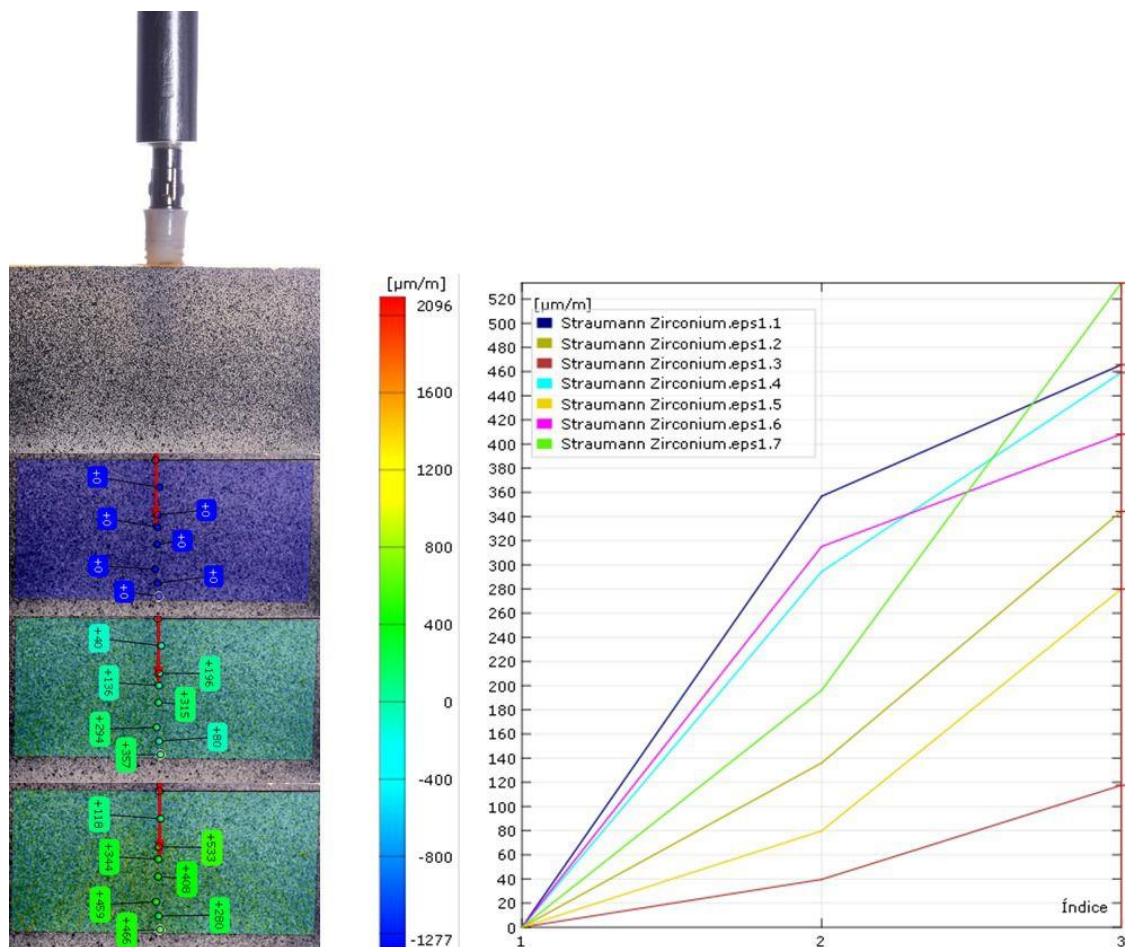
Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura. 22 – Análise de correlação de imagem digital com distribuição dos valores de microdeformação ($\mu\epsilon$) para o grupo de implante TZ



Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura. 23 – Análise de correlação de imagem digital com distribuição dos valores de microdeformação ($\mu\epsilon$) em micrometros para o grupo de implante ZZ



Fonte: Elaborada pelo autor.

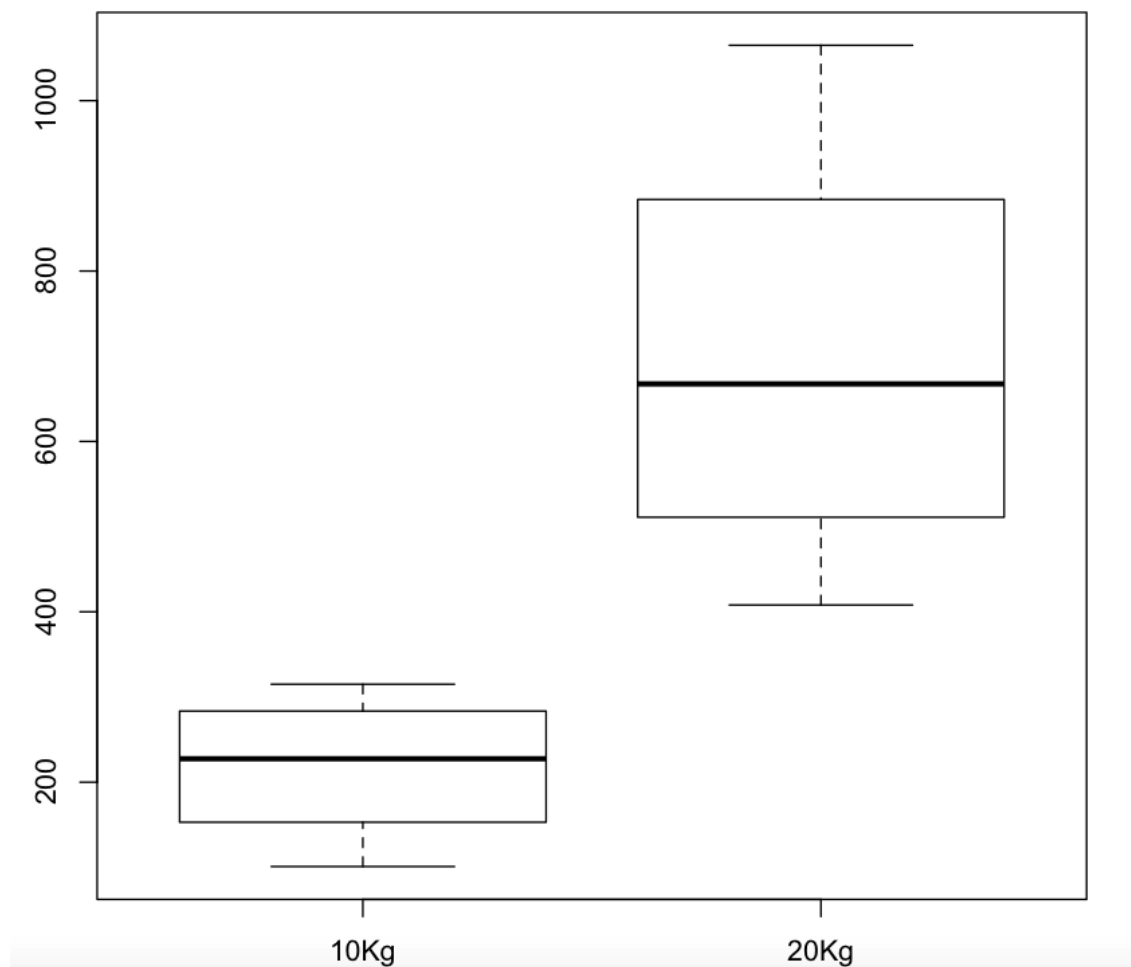
Analisando o fator “Carga”, temos as seguintes médias e desvios padrões de tensão para as Carga de 10,2 Kgf e 20,4 Kgf: $609,8 \pm 225,2$ e $1956 \pm 560,0 \mu\epsilon$, respectivamente. Com as análises estatísticas foi possível observar que houve diferença estatística para este fator ($p = 0,000$) (Tabela 10).

Tabela 10 - Tabela do teste de Mann-Whitney para o fator “Carga” para a extensometria

Dados do processo	$\mu\epsilon$ (dp)	W	p-valor
Carga 10,2 Kgf	$220,3 \pm 72,1$	0	0,000
Carga 20,4 Kgf	$689,8 \pm 207,0$		

Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura. 24 - Gráfico box-plot da distribuição dos valores de microdeformação ($\mu\epsilon$) para as Cargas de 10,2 e 20,4 Kgf



Fonte: Elaborada pelo autor.

5.7 Carga Máxima para Fratura

Os resultados da análise de carga máxima para fratura estão descritos na Tabela 11. Não foram encontradas diferenças estatisticamente significantes ($p=0.189$) para os grupos analisados. Os fatores composição do implante e macrogeometria do componente não foram capazes de influenciar a resistência mecânica do conjunto.

Tabela 11 – Média $\pm$ Desvio padrão dos dados obtidos por resistência na análise de carga máxima para fratura para o grupo de implante de zircônia com pilar de zircônia (ZZ) e grupo de implante de titânio com pilar de zircônia (TZ)

Grupos	Média (kgf)	Desvio Padrão	IC 95%
ZZ	1123,73 ^a	$\pm 153,61$	(970,12 – 1277,34)
TZ	818,67 ^b	$\pm 42,41$	(776,26 – 861,08)

Legenda: IC indica intervalo de confiança. Letras iguais indicam semelhanças estatisticamente significantes na coluna.

Fonte: Elaborada pelo autor.

5.10 Aferição do Torque e Destorque Protético

Os resultados do da análise de aferição do torque e destorque protético estão descritos na Tabela 12. Foram encontradas diferenças estatisticamente significantes de acordo com a sobreposição dos intervalos de confiança entre os grupos analisados ($p < 0.05$). Os fatores composição do implante, macrogeometria e processo de envelhecimento através de desgaste termomecânico do componente foram capazes de influenciar no torque do conjunto. Diante disso, o grupo TZ perdeu 34,85% do torque após o envelhecimento, enquanto o grupo ZZ perdeu 28% do torque.

Tabela 12 – Média $\pm$ Desvio padrão dos dados obtidos por aferição do torque e destorque protético para o grupo de implante de zircônia com pilar de zircônia (ZZ) e grupo de implante de titânio com pilar de zircônia (TZ)

Grupos	Média (kgf)	Desvio Padrão	IC 95%
ZZ	25,2 ^a	$\pm 3,82$	(21,38 – 29,02)
TZ	22,8 ^b	$\pm 3,52$	(19,28 – 26,32)

Legenda: IC indica intervalo de confiança. Letras iguais indicam semelhanças estatisticamente

significantes na coluna.
Fonte: Elaborada pelo autor.

5.11 Análise de Sobrevivência à Fadiga

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

Logo, as médias e o intervalo de confiança de resistência a fratura e de ciclos para a fratura foram obtidos nos testes de Kaplan-Meier e Mantel-Cox (log-rank, 95%), apresentados na Tabela 13. Os grupos de estudo (ZZ e TZ) foram estatisticamente distintos em relação ao número de ciclos necessários para a fratura do conjunto implante/pilar/prótese ($p=0,097$), já em relação à resistência a fratura o grupo ZZ ($p=0,084$) apresentou valores significativamente maiores que o grupo TZ ($p=0,037$).

Tabela 13 – Média de resistência à fadiga e números de ciclos para fratura dos grupos analisados. Média $\pm$ Desvio padrão e Intervalo de Confiança dos dados obtidos por Kaplan Meier e Log Rank (Mantel-Cox) ($\alpha=0.05$)

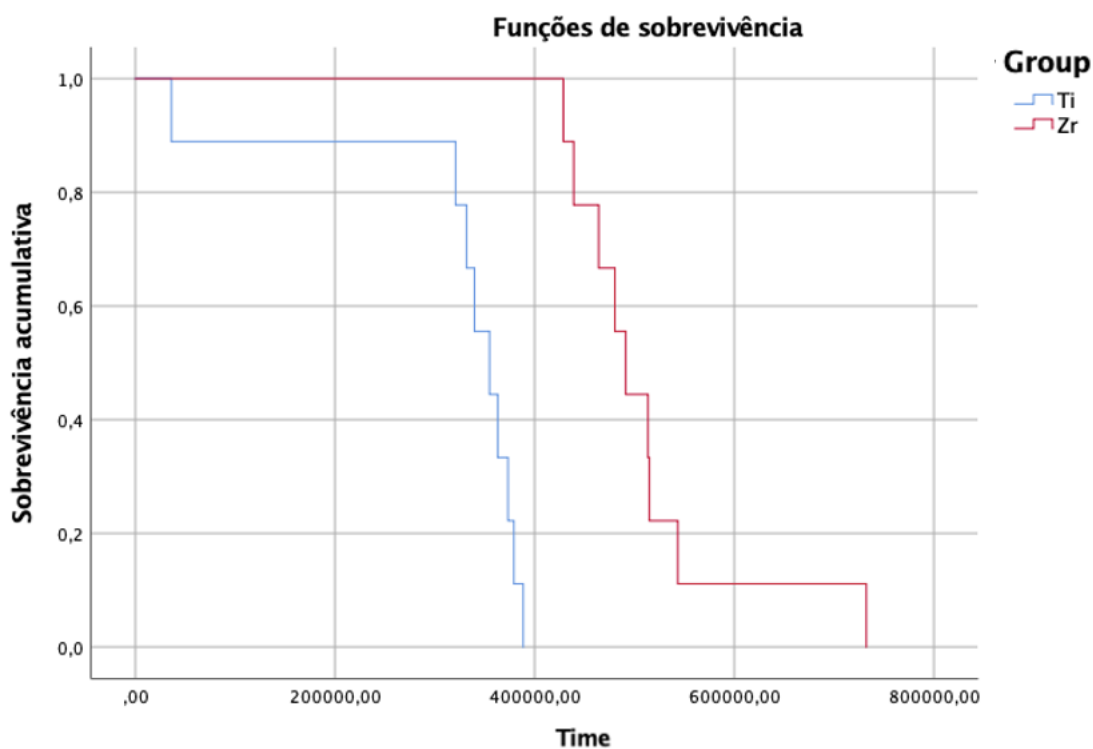
Carga de falha por fadiga				
Grupos	Média (kgf)	Desvio Padrão	IC 95% - Mínimo	IC 95% - Máximo
ZZ	1120 ^a	$\pm 59,81$	(1002,76)	(1237,23)
TZ	810 ^b	$\pm 15,27$	(708,06)	(839,93)
Número de Ciclos para falha por fadiga				
Grupos	Média (kgf)	Desvio Padrão	IC 95% - Mínimo	IC 95% - Máximo
ZZ	512029,22 ^a	$\pm 36385,33$	(452918,91)	(571139,52)
TZ	320818,55 ^b	$\pm 30158,31$	(249503,29)	(392133,81)

Legenda: IC indica intervalo de confiança. Letras iguais indicam semelhanças estatisticamente significantes na coluna.

Fonte: Elaborada pelo autor.

Os gráficos de sobrevivência dos grupos em função do tempo (número de ciclos) e carga estão apresentados nas figuras 25 e 26. A tabela 14 apresenta a probabilidade de sobrevivência dos grupos experimentais em cada um dos *steps* de carga e números de ciclos.

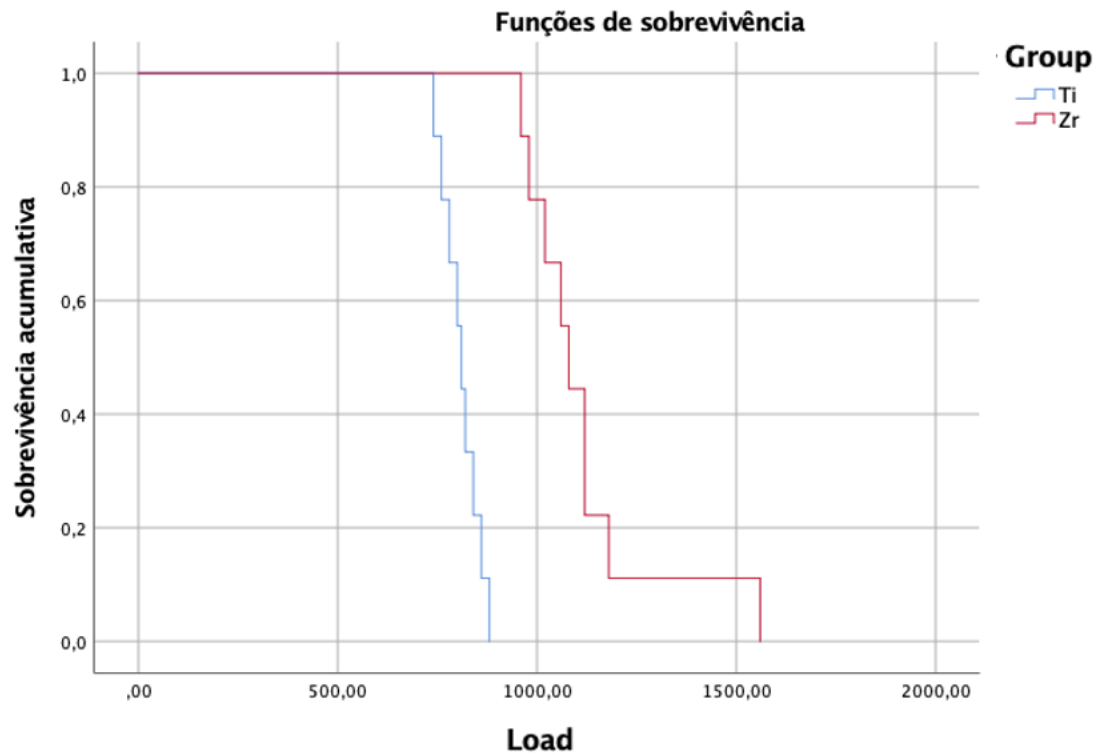
Figura 25 – Gráfico de sobrevivência dos grupos em função do tempo (ciclos)



Legenda: Perfil de sobrevivência entre os grupos Ti/TZ e Zr/ZZ. Em função do tempo por número de ciclos, até falha do conjunto implante/pilar/prótese.

Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 26 – Gráfico de sobrevivência dos grupos em função do tempo (ciclos)



Legenda: Perfil de sobrevivência entre os grupos Ti/TZ e Zr/ZZ. Em função da carga (N) com relação ao número de ciclos, até falha do conjunto implante/pilar/prótese.
 Fonte: Elaborada pelo autor.

Tabela 14 – Probabilidade de sobrevivência dos grupos experimentais de acordo com a carga aplicada e número de ciclos (*step*)

Ciclos Totais / Carga em N									
Grupo	325K / 740	335K / 760	345K / 780	355K / 800	365K / 810	375K / 820	385K / 840	395K / 860	405K / 880
TZ	0,88 (0,1)	0,77 (0,13)	0,66 (0,15)	0,55 (0,16)	0,44 (0,16)	0,33 (0,15)	0,22 (0,13)	0,11 (0,1)	0,0
ZZ	1	1	1	1	1	1	1	1	1
Ciclos Totais / Carga em N									
Grupo	425K / 940	435K / 960	445K / 980	465K / 1020	485K / 1060	495K / 1080	515K / 1120	545K / 1180	735K / 1560
TZ	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0
ZZ	0,99 (0,1)	0,88 (0,1)	0,77 (0,13)	0,66 (0,15)	0,55 (0,15)	0,44 (0,16)	0,22 (0,16)	0,11 (0,1)	0,0

Legenda: IC indica intervalo de confiança. Letras iguais indicam semelhanças estatisticamente

significantes na coluna.
Fonte: Elaborada pelo autor.

5.12 Análise da Adaptação da Coroa Protética

Para uma melhor análise dos dados, os valores foram transformados em módulos e, de acordo com o teste de Shapiro-wilk, os resultados obtidos apresentaram uma distribuição normal ($p = 0,000$) (Tabela 15).

Tabela 15 - Teste de normalidade Shapiro- Wilk

Dados do processo	
Estatística: Shapiro-Wilk	0,877
p-valor	0,000

Fonte: Elaborada pelo autor.

Com a observação da distribuição normal pelo teste de Shapiro-Wilk ($p < 0,05$) foi utilizado o teste estatístico não-paramétrico Mann-Whitney para análise do fator “Grupo” (ZZ e TZ).

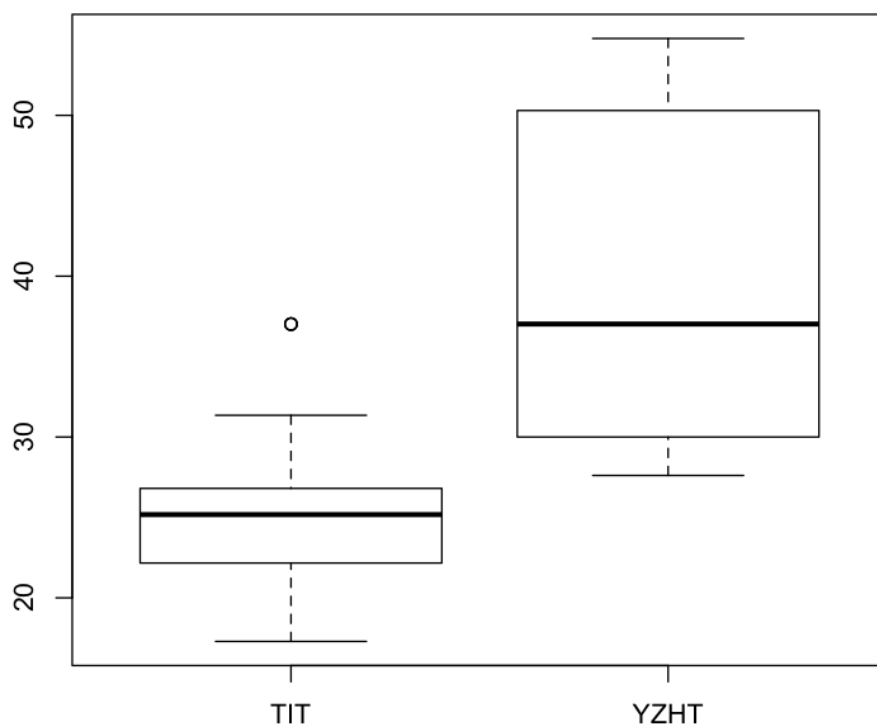
De acordo com as desadaptações dos grupos avaliados, foi possível observar diferença estatística ($p = 0,000$) entre os grupos ZZ ($39,63 \pm 10,1 \mu\text{m}$) e TZ ($25,09 \pm 4,6 \mu\text{m}$) (Tabela 16) (Figura 42)

Tabela 27 - Tabela do teste de Mann-Whitney

Dados do processo	Misfit (μm)	W	p-valor
ZZ	$39,63 \pm 10,1$	135	0,000
TZ	$25,09 \pm 4,6$	50513	0,000

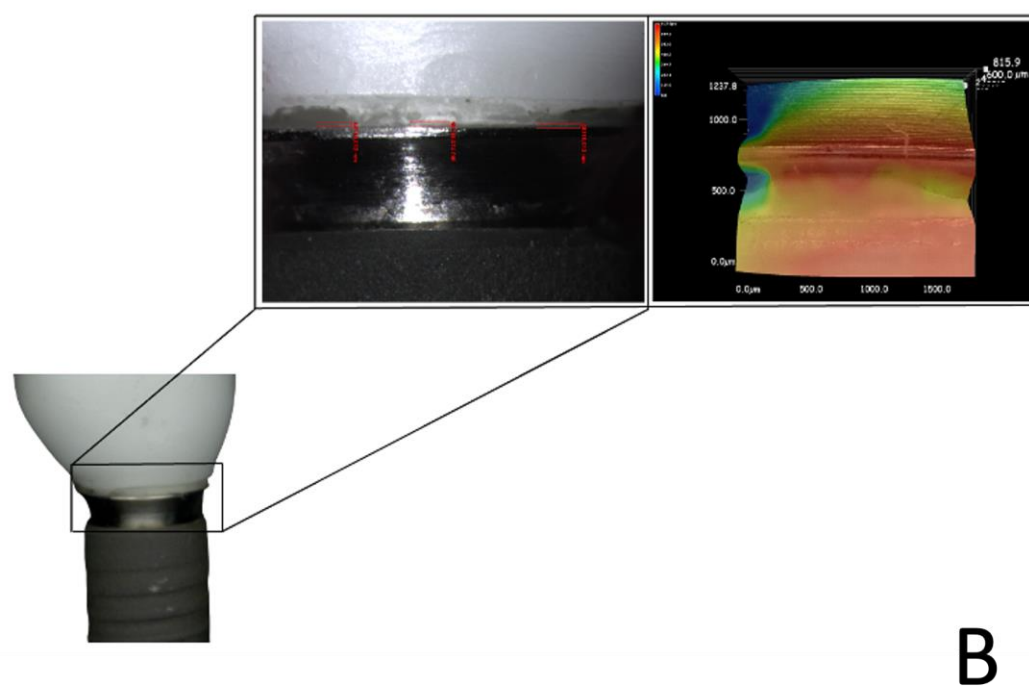
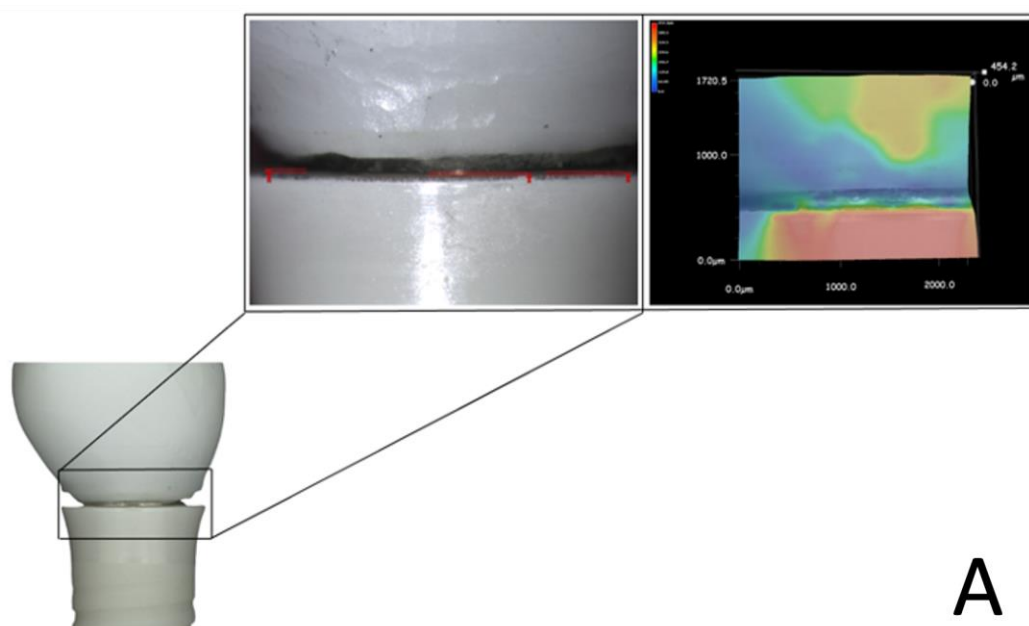
Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura. 28 - Gráfico box-plot dos valores de desadaptação (μm) para os grupos TZ e ZZ



Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura. 29 – Amostras de ambos os grupos sendo analisadas através análise de desadaptação de coroa protética.



Legenda: Grupo A implante de zircônia e Grupo B implante de titânio ambos sendo magnificados em 2D e 3D para facilitar a determinação na região de maior desadaptação.

Fonte: Elaborada pelo autor.

6 DISCUSSÃO

O presente estudo tem por objetivo avaliar o comportamento biomecânico e a resistência à fadiga de implantes unitários em dois diferentes grupos: implantes de titânio com pilares de titânio e coroas de zircônia, e implantes de zircônia de titânio e coroas de zircônia. A hipótese nula do estudo foi descartada uma vez que os sistemas de implantes avaliados apresentaram comportamentos diferentes. Devido à composição química e estrutural do titânio e da zircônia, pode-se observar uma queda significativa da resistência flexural do titânio com variação da sua forma perceptível após submissão aos ensaios de ciclagem (Callister Junior, 2002). Este comportamento foi associado à transferência de carga e fragilização da estrutura interna do material após sucessivas sequências de fadiga em temperaturas ambiente (Callister Junior, 2002; Bittar et al., 2019).

A zircônia e o titânio têm propriedades mecânicas diferentes, o que pode influenciar seus resultados quando utilizados para implantes dentários. Enquanto a zircônia suporta maiores forças compressivas, o titânio mostra melhor resistência à flexão, devido sua capacidade de deformação plástica previamente à fratura (Piconi; Maccauro, 1999). Ainda assim, os implantes de titânio apresentaram maior tendência à fratura, principalmente pela sua característica de ductibilidade existir um limite elástico menor que o da zircônia, enquanto os implantes de zircônia exibiram mais fraturas na região do corpo do modelo. Comparando o titânio com a zircônia, é óbvio que o titânio melhorou o potencial de deformação plástica, o que pode explicar por que o grupo controle apresentou menos complicações do que o grupo teste na simulação anterior. O ângulo de carregamento de 30° em relação ao eixo do implante também pode provocar complicações no grupo de zircônia. Já na simulação aplicando cargas no longo eixo do implante, o comportamento biomecânico se apresentou mais favorável para ambos os grupos.

A cimentação adesiva de coroas de zircônia influenciou positivamente a carga de fratura das reconstruções, e, isso não é relatado para coroas feldspáticas ou cerâmicas infiltradas com polímero (Rohr et al., 2018; Zaugg et al., 2018). Isso é adicionalmente suportado pelo número observado de coroas soltas, quando

cimentados com outras cerâmicas. O afrouxamento do parafuso ocorreu apenas em três implantes no grupo de titânio e seis implantes no grupo de zircônia. Aqui mais uma vez o protocolo de carregamento e o tipo de aplicação da força (excêntrica e alternada) parecem ter tido um grande impacto. Além disso, fratura direta no corpo de implante foi observado em 4 implantes de zircônia. Isso pode ser explicado pela conexão da coroa ao específico pilar de titânio no grupo teste em geral: a coroa e a base de titânio estão em contato direto com a plataforma do implante. Falhas catastróficas entre a coroa e o pilar podem levar ao contato precoce da base da coroa de zircônia ou do pilar na plataforma do implante. Isso pode levar a índices de força, podendo promover a ocorrência de microtrincas isoladas no nível da plataforma ou até mesmo fraturas catastróficas na estrutura reabilitadora.

O número de ciclos escolhidos representa aproximadamente 5 a 10 anos de tempo de condição em boca (Rosentritt et al., 2009), mas as modificações (aplicação de força alternada excêntrica e de dois pontos) devem influenciar este tempo de forma consideravelmente negativa. Os testes de fratura resultaram em forças médias de 735N para os espécimes de incisivos simulados. Isso é muito maior do que em condições *in vivo* onde se espera que as forças de mordida máximas sejam de 140-170N e 250-400N em incisivos, respectivamente, e as forças habituais são estimadas em 60-95N e 110-125N para incisivos, respectivamente (Fontijn-Tekamp et al., 2000).

Fraturas clinicamente aceitáveis apresentam resistências para implantes e elementos reconstrutivos, sendo isso controverso (Kohal et al., 2011). Considerando os valores de força de fratura acima mencionados, juntamente com a excêntrica de dois pontos carga alternada, é óbvio que os valores de teste apresentados parecem estar além do esperado das forças na rotina diária. O pequeno número de corpos de prova submetidos à carga até a fratura deve ser considerado e os resultados só podem ser interpretados como uma tendência e não substituem uma avaliação clínica.

Em outro estudo *in vitro*, coroas monolíticas de zircônia foram cimentadas sobre implantes de zircônia e valores de força de fratura de >6000N foram medidos (Rohr et al., 2019). Os valores de forças de fraturas mais altos podem ser explicados pelo diâmetro maior do implante (4,0 mm). Comparado com as amostras do presente estudo, as coroas monolíticas em forma de incisivo não apresentaram perda de retenção durante a termociclagem, isso pode ser atribuída ao protocolo de carregamento modificado nesta configuração. No entanto, mesmo a menor

incongruência entre o implante e a interface coroa-pilar pode levar à transmissão de força ao pilar de titânio e conseqüentemente à perda de retenção da coroa. Em uma situação clínica, isso deve ser ponderado cuidadosamente contra possíveis desvantagens de implantes em geral.

Além disso, o desgaste e a corrosão dos materiais utilizados nos conjuntos de pilares de implantes ao longo do tempo também podem influenciar o sucesso clínico a longo prazo. Portanto, é fundamental realizar estudos *in vitro* confiáveis para investigar as propriedades mecânicas desses conjuntos de pilares de implantes, simulando as variáveis intraorais (Tolentino et al., 2016). É importante considerar fatores como carga mecânica e térmica, pois esses podem afetar o envelhecimento e a longevidade das restaurações suportadas por implantes suportadas por condições de envelhecimento. Dessa forma, pode compreender como esses fatores influenciam o sucesso clínico a longo prazo é essencial para garantir resultados duradouros. Além disso, a utilização de condições hidrotérmicas para simular o envelhecimento pode influenciar os resultados do teste de fadiga (Medvedev et al., 2016; Adolphi et al., 2020).

Estudos como o presente contribuem para o entendimento dos efeitos do envelhecimento nas restaurações suportadas por implantes e ajudam a desenvolver protocolos e materiais mais resilientes e duráveis para esses casos. Neste sentido, a presença de um metal inserto nos pilares de zircônia (grupo TZ) parece melhorar a resistência à fadiga, pois nenhum desses pilares apresentou falhas nos testes realizados. Isso sugere que a combinação de zircônia e titânio pode ser vantajosa para a durabilidade desses componentes. É importante ressaltar que o envelhecimento induzido pela fadiga ou outros fatores pode não ser imediatamente evidente e, portanto, a realização de testes de resistência à falha estática nas amostras sobreviventes dos testes de fadiga pode ser útil para avaliar a confiabilidade dos componentes do sistema. No geral, os resultados encontrados neste estudo indicam que os pilares de implantes de titânio apresentaram maior resistência à falha estática em comparação com os pilares de zircônia. Essas informações são consistentes com estudos anteriores e destacam a importância de considerar o material e o design dos pilares na escolha e na durabilidade dos componentes implantados (Edelhoff et al., 2019).

Esses resultados indicam que os conjuntos de pilares de titânio apresentam uma resistência à falha maior em comparação com os conjuntos de pilares de zircônia.

Isso pode ser atribuído às propriedades mecânicas superiores do titânio em comparação com a zircônia. Portanto, a escolha do material do pilar do implante pode desempenhar um papel crucial na confiabilidade mecânica do sistema de implantes. Além disso, é importante considerar que os resultados obtidos neste estudo foram baseados em testes de resistência à falha estática (Da Gama Ramos et al., 2018; Cao et al., 2023).

Logo, é essencial realizar mais estudos para avaliar a durabilidade e a resistência à fadiga dos diferentes materiais de pilares de implantes em condições de uso real, considerando os diferentes tipos de estresse mecânico a que estão sujeitos no ambiente oral. Em resumo, os resultados deste estudo destacam a importância de considerar a resistência à falha dos materiais e componentes do sistema de implantes dentários, a fim de garantir a longevidade e a eficácia do tratamento implantodontico (Cao et al., 2023).

Em resumo, os resultados deste estudo destacam a importância do design do pilar do implante na resistência à falha e nos modos de fratura. Enquanto os implantes de titânio não mostraram diferenças significativas, os implantes de zircônia com inserção de metal e design de conexão interna de três canais apresentaram maior resistência à falha. Corroborando este estudo, o trabalho de Hanes et al., 2022, onde apontam que o grupo TZ (942 ± 241 N) apresentou cargas de pico de fratura significativamente maiores que os grupos ZZ (645 ± 165 N) ($p < 0,001$), enquanto não houve diferença significativa entre os grupos ZZ e TZ ($p = 0,940$). A probabilidade de sobrevivência baseada nos modelos Weibull e Kaplan-Meier demonstrou diferentes moldes de falha entre os implantes de titânio-zircônia e zircônia-zircônia, nos quais o grupo TZ permaneceu na zona de deformação plástica por maior período antes da fratura quando comparado ao grupo ZZ. Falhas catastróficas, com fraturas de implantes no nível de inclusão ou um pouco abaixo, foram observadas apenas no grupo ZZ.

As fraturas catastróficas em implantes dentários de zircônia com duas peças são uma preocupação significativa na odontologia restauradora. Embora a zircônia seja conhecida por sua resistência e durabilidade, ainda assim pode ocorrer falha estrutural em determinadas circunstâncias (Hanes et al., 2022). Várias causas podem contribuir para essas fraturas, incluindo fatores biomecânicos, como estresse mecânico excessivo devido à má distribuição da carga durante a mastigação, design

inadequado do implante que resulta em pontos de estresse concentrado, e trauma físico direto na área do implante (Osman et al., 2014). Além disso, problemas durante o processo de fabricação, como falhas na sinterização ou má adaptação das peças, também podem aumentar o risco de fraturas. A prevenção de fraturas catastróficas em implantes de zircônia com duas peças envolve uma abordagem multidisciplinar. Isso inclui uma cuidadosa avaliação do paciente para garantir que ele seja adequado para o procedimento, design do implante, técnica cirúrgica precisa. Além disso, é essencial que os profissionais estejam cientes das limitações dos materiais e técnicas utilizadas, além de um controle dos pacientes após a colocação do implante (Siddiqi et al., 2015).

A taxa de sobrevivência deriva dos dados dos artigos incluídos, variando de 90,9% (Osman et al., 2014) a 91,2% (Siddiqi et al., 2015) para implantes de Zr, para implantes de Ti os artigos variaram de 95,8% a 98,6% (Siddiqi et al., 2015). Quando avaliados implantes que apresentavam um conjunto de Ti-Zr foi observado 100% em 1 ano (Tolentino et al., 2016) de acompanhamento em ambos os grupos. Pagador et al. (2020) apresentaram taxa de sobrevivência global de 100% para implantes de Ti e 93,3% para implantes de Zr, mas os resultados devem ser interpretados com cautela devido à amostra reduzida de Ti (n=15) e Zr (n=16). Além disso, em um estudo realizado por Kohal et al. (2013) envolveu implantes que falharam devido à infecção periimplantar acompanhada de reabsorção óssea progressiva, conforme relatado após o período de cicatrização óssea, concluindo que a redução da capacidade osteocondutiva do material não poderia ser apontada como uma possível causa para o aumento da perda óssea observada.

No respectivo estudo, os implantes foram classificados de acordo com seu diâmetro e comprimento. Para os implantes de Ti, corroborando com Hassouna et al. (2022) foram usados implantes de 12 mm de comprimento, enquanto Roehling et al. (2015) usaram implantes de 11,5 mm de comprimento. Müller et al. (2022) e Osman et al. (2014) utilizaram três tipos de comprimento de implantes (8; 10; e 11,5 mm). Hassouna et al. (2022) usaram comprimentos de implantes de 12 mm e de 8 mm, enquanto Koller et al. (2022) e Payer et al. (2015) utilizaram três tipos de comprimento (10; 11,5 e 13 mm). Já Müller et al. (2022) e Osman et al. (2014) utilizaram também três tipos de comprimento de implantes (8; 10 e 10,5 mm), enquanto outros dois estudos não mencionaram o comprimento do implante.

A análise microestrutural do revestimento revelou a presença de porosidades que poderiam atuar como locais de concentração de tensões, levando ao início e propagação de trincas. Isto destaca a importância de otimizar o processo de revestimento para minimizar defeitos e garantir a integridade do implante. A identificação de fratura dentro do volume do implante também tem implicações no desenho e na seleção do material dos implantes. Isto sugere que o revestimento desempenha um papel crítico na determinação das propriedades mecânicas gerais e do desempenho do implante (Aragoneses et al., 2022). Como tal, pode haver necessidade de reconsiderar a escolha do material de revestimento e dos métodos de processamento para melhorar a confiabilidade e longevidade dos implantes. No geral, os resultados da análise de sobrevivência sublinham a importância de compreender a microestrutura e as condições de processamento dos implantes, a fim de melhorar as suas propriedades mecânicas e desempenho. Mais pesquisas nesta área são essenciais para enfrentar os desafios associados aos revestimentos de implantes e melhorar a taxa de sucesso dos procedimentos de implantação (Moreira et al., 2022).

É fundamental continuar a pesquisa nessa área para melhorar a qualidade de vida dos pacientes que necessitam de reabilitações orais com implantes dentários. Mais pesquisas nesta área são necessárias para melhorar a compreensão dos fatores que influenciam a confiabilidade dos implantes dentários e desenvolver estratégias para melhorar sua durabilidade e desempenho a longo prazo. Com base nos resultados do presente estudo, a conexão entre a coroa e a peça de duas peças implante de zircônia parece ser adequado para aplicação clínica. No entanto, este novo sistema de implante precisa ser mais comprovado em estudos clínicos.

7 CONCLUSÃO

Após as análises dos dados do presente estudo, pode-se concluir que a estabilidade da conexão entre coroa e implante parece comparável para os implantes testados de zircônia e titânio. A conexão entre a coroa e as duas peças implante de zircônia parece ser adequado para aplicação clínica. No entanto, este novo sistema de implante precisa ser ainda mais comprovado em estudos clínicos:

- a) O grupo ZZ resistiu aos mais altos valores de resistência à fadiga, embora seus fracassos tenham sido catastróficos. Já o grupo TZ apresentou os menores valores de resistência à fratura, no entanto, a falha não afetou a base ou parafuso;
- b) O modo de falha dos diferentes implantes é influenciado pelo tipo de material restaurador e design do pilar;
- c) Todos os grupos têm potencial para resistir as forças oclusais fisiológicas que ocorrem na região anterior;
- d) A seleção de implantes em zircônia deve ser bem indicada, uma vez que o modo de falha deste grupo pode ser catastrófico, dificultando a retirada.

REFERÊNCIAS

- Adolfi D, Tribst JPM, Adolfi M, Dal Piva AMO, Saavedra GSFA, Bottino MA. Lithium Disilicate Crown, Zirconia Hybrid Abutment and Platform Switching to Improve the Esthetics in Anterior Region: A Case Report. *Clin Cosmet Investig Dent*. 2020 Feb 19;12:31-40. doi: 10.2147/CCIDE.S234980.
- Agustín-Panadero R, Serra-Pastor B, Roig-Vanaclocha A, Fons-Font A, Solá-Ruiz MF. Fracture resistance and the mode of failure produced in metal-free crowns cemented onto zirconia abutments in dental implants. *PLoS One*. 2019 Aug 8;14(8):e0220551. doi: 10.1371/journal.pone.0220551.
- Alqahtani F, AlAmar M. In Vitro Comparison of Modes of Failures among Titanium and One- and Two-piece Zirconia Abutment under Static Load. *Eur J Dent*. 2020 Feb;14(1):157-160. doi: 10.1055/s-0040-1702260.
- Alqahtani F, Flinton R. Postfatigue fracture resistance of modified prefabricated zirconia implant abutments. *J Prosthet Dent*. 2014 Aug;112(2):299-305. doi: 10.1016/j.prosdent.2013.08.023.
- Al Qahtani MS, Wu Y, Spintzyk S, Krieg P, Killinger A, Schweizer E, Stephan I, Scheideler L, Geis-Gerstorfer J, Rupp F. UV-A and UV-C light induced hydrophilization of dental implants. *Dent Mater*. 2015 Aug;31(8):e157-67. doi: 10.1016/j.dental.2015.04.
- Alraheam IA, Donovan T, Boushell L, Cook R, Ritter AV, Sulaiman TA. Fracture load of two thicknesses of different zirconia types after fatiguing and thermocycling. *J Prosthet Dent*. 2020 Apr;123(4):635-640. doi: 10.1016/j.prosdent.2019.05.012.
- 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.
- Amaral M, Cesar PF, Bottino MA, Lohbauer U, Valandro LF. Fatigue behavior of Y-TZP ceramic after surface treatments. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2016 Apr;57:149-56. doi: 10.1016/j.jmbbm.2015.11.042.
- Andreiotelli M, Wenz HJ, Kohal RJ. Are ceramic implants a viable alternative to titanium implants? A systematic literature review. *Clin Oral Implants Res*. 2009 Sep;20 Suppl 4:32-47. doi: 10.1111/j.1600-0501.2009.01785.x.
- Arata A, Campos TM, Machado JP, Lazar DR, Ussui V, Lima NB, Tango RN. Quantitative phase analysis from X-ray diffraction in Y-TZP dental ceramics: a critical evaluation. *J Dent*. 2014 Nov;42(11):1487-94. doi: 10.1016/j.jdent.2014.08.010.

* Baseado em: International Committee of Medical Journal Editors Uniform Requirements for Manuscripts Submitted to Biomedical journals: Sample References [Internet]. Bethesda: US NLM; c2003 [atualizado 04 nov 2015; acesso em 23 maio 2025]. U.S. National Library of Medicine; [about 6 p.]. Disponível em: http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html

Aragoneses J, Valverde NL, Fernandez-Dominguez M, Mena-Alvarez J, Rodriguez C, Gil J, Aragoneses JM. Relevant Aspects of Titanium and Zirconia Dental Implants for Their Fatigue and Osseointegration Behaviors. *Materials (Basel)*. 2022 Jun 6;15(11):4036. doi: 10.3390/ma15114036.

Arunyanak SP, Pollini A, Ntounis A, Morton D. Clinician assessments and patient perspectives of single-tooth implant restorations in the esthetic zone of the maxilla: A systematic review. *J Prosthet Dent*. 2017 Jul;118(1):10-17. doi: 10.1016/j.prosdent.2016.10.036.

Baladhandayutham B, Lawson NC, Burgess JO. Fracture load of ceramic restorations after fatigue loading. *J Prosthet Dent*. 2015 Aug;114(2):266-71. doi: 10.1016/j.prosdent.2015.03.006.

Baldissara P, Llukacej A, Ciocca L, Valandro FL, Scotti R. Translucency of zirconia copings made with different CAD/CAM systems. *J Prosthet Dent*. 2010 Jul;104(1):6-12. doi: 10.1016/S0022-3913(10)60086-8.

Baldissara P, Wandscher VF, Marchionatti AME, Parisi C, Monaco C, Ciocca L. Translucency of IPS e.max and cubic zirconia monolithic crowns. *J Prosthet Dent*. 2018 Aug;120(2):269-275. doi: 10.1016/j.prosdent.2017.09.007.

Balmer M, Spies BC, Vach K, Kohal RJ, Hämmerle CHF, Jung RE. Three-year analysis of zirconia implants used for single-tooth replacement and three-unit fixed dental prostheses: A prospective multicenter study. *Clin Oral Implants Res*. 2018 Mar;29(3):290-299. doi: 10.1111/clr.13115.

Bankoglu Gungor M, Karakoca Nemli S, Yilmaz H, Aydin C. Fracture resistance of different implant supported ceramic abutment/crown systems. *Eur Oral Res*. 2019 May;53(2):80-87. doi: 10.26650/eor.20199657.

Bergamo ETP, Campos TMB, Lopes ACO, Cardoso KB, Gouvea MVR, de Araújo-Júnior ENS, Witek L, Gierthmühlen PC, Coelho PG, Benalcázar Jalkh EB, Zahoui A, de Carvalho LF, Bonfante EA. Hydrothermal aging affects the three-dimensional fit and fatigue lifetime of zirconia abutments. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2021 Dec;124:104832. doi: 10.1016/j.jmbbm.2021.104832.

Bormann KH, Gellrich NC, Kniha H, Schild S, Weingart D, Gahlert M. A prospective clinical study to evaluate the performance of zirconium dioxide dental implants in single-tooth edentulous area: 3-year follow-up. *BMC Oral Health*. 2018 Nov 1;18(1):181. doi: 10.1186/s12903-018-0636-x.

Bottino MA, Rocha RFV, Anami LC, Özcan M, Marques de Melo R. Fracture of Zirconia Abutment with Metallic Insertion on Anterior Single Titanium Implant with

Internal Hexagon: Retrieval Analysis of a Failure. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 2016 Sep;24(3):164-168. doi: 10.1922/EJPRD_01556Bottino05.

Bottino MA, Rocha RFV, Anami LC, Özcan M, Marques de Melo R. Fracture of Zirconia Abutment with Metallic Insertion on Anterior Single Titanium Implant with Internal Hexagon: Retrieval Analysis of a Failure. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 2016 Sep;24(3):164-168. doi: 10.1922/EJPRD_01556Bottino05.

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):238-243. doi: 10.1590/0103-6440201902533.

Brånemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O, Ohman A. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl*. 1977;16:1-132. PubMed PMID: 356184.

Bressan E, Paniz G, Lops D, Corazza B, Romeo E, Favero G. Influence of abutment material on the gingival color of implant-supported all-ceramic restorations: a prospective multicenter study. *Clin Oral Implants Res*. 2011 Jun;22(6):631-7. doi: 10.1111/j.1600-0501.2010.02008.x.

Bulaqi HA, Mousavi Mashhadi M, Safari H, Samandari MM, Geramippanah F. Dynamic nature of abutment screw retightening: finite element study of the effect of retightening on the settling effect. *J Prosthet Dent*. 2015 May;113(5):412-9. doi: 10.1016/j.prosdent.2014.09.017.

Campos TMB, Ramos NC, Matos JDM, Thim GP, Souza ROA, Bottino MA, Valandro LF, Melo RM. Silica infiltration in partially stabilized zirconia: Effect of hydrothermal aging on mechanical properties. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2020 Sep;109:103774. doi: 10.1016/j.jmbbm.2020.103774.

Cano-Batalla J, Soliva-Garriga J, Campillo-Funollet M, Munoz-Viveros CA, Giner-Tarrida L. Influence of abutment height and surface roughness on in vitro retention of three luting agents. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2012 Jan-Feb;27(1):36-41. PMID: 22299076.

Cao Y, Yu C, Wu Y, Li L, Li C. Long-Term Survival and Peri-Implant Health of Titanium Implants with Zirconia Abutments: A Systematic Review and Meta-Analysis. *J Prosthodont*. 2019 Oct;28(8):883-892. doi: 10.1111/jopr.13097.

Cao R, Chen B, Xu H, Fan Z. Clinical outcomes of titanium-zirconium alloy narrow-diameter implants for single-crown restorations: a systematic review and meta-analysis. *Br J Oral Maxillofac Surg*. 2023 Jul;61(6):403-410. doi: 10.1016/j.bjoms.2023.05.005. Epub 2023 May 16. PMID: 37331853.

Carvalho MA, Sotto-Maior BS, Del Bel Cury AA, Pessanha Henriques GE. Effect of platform connection and abutment material on stress distribution in single anterior implant-supported restorations: a nonlinear 3-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent*. 2014 Nov;112(5):1096-102. doi: 10.1016/j.prosdent.2014.03.015.

Cardoso M, Torres MF, Lourenço EJ, de Moraes Telles D, Rodrigues RC, Ribeiro RF. Torque removal evaluation of prosthetic screws after tightening and loosening cycles: an in vitro study. *Clin Oral Implants Res*. 2012 Apr;23(4):475-80. doi: 10.1111/j.1600-0501.2011.02165.x.

Chen YW, Moussi J, Drury JL, Wataha JC. Zirconia in biomedical applications. *Expert Rev Med Devices*. 2016 Oct;13(10):945-963. doi: 10.1080/17434440.2016.1230017.

Clarke D, Adar F. Measurement of the crystallographically transformed zone produced by fracture in ceramics containing tetragonal zirconia. *J Am Ceram Soc*. 1982; 65:284-288.

Cionca N, Hashim D, Mombelli A. Zirconia dental implants: where are we now, and where are we heading? *Periodontol 2000*. 2017 Feb;73(1):241-258. doi: 10.1111/prd.12180.

Cocchetto R, Canullo L. The "hybrid abutment": a new design for implant cemented restorations in the esthetic zones. *Int J Esthet Dent*. 2015 Summer;10(2):186-208. PMID: 25874269.

Conejo J, Kobayashi T, Anadioti E, Blatz MB. Performance of CAD/CAM monolithic ceramic Implant-supported restorations bonded to titanium inserts: A systematic review. *Eur J Oral Implantol*. 2017;10 Suppl 1:139-146. Review. PubMed PMID: 28944374.

Conover WJ. *Practical Nonparametric Statistical*. John Wiley & Sons Inc. New York. 1999; (3): 428-433.

Da Gama Ramos G, Ciotti DL, Ferreira SRW, Margarido MRWF, Dantas RA, Guerreiro MN. The Use of a Hybrid Pillar and Its Importance for Aesthetic Rehabilitation and Tissue Stability: A Clinical Report. *Case Rep Dent*. 2018 Jul 2;2018:6850720. doi: 10.1155/2018/6850720.

Datte CE, Tribst JP, Dal Piva AO, Nishioka RS, Bottino MA, Evangelhista AM, Monteiro FMM, Borges AL. Influence of different restorative materials on the stress distribution in dental implants. *J Clin Exp Dent*. 2018 May 1;10(5):e439-e444. doi: 10.4317/jced.54554.

Datte CE, Tribst JP, Dal Piva AO, Nishioka RS, Bottino MA, Evangelhista AM, Monteiro FMM, Borges AL. Influence of different restorative materials on the stress

distribution in dental implants. *J Clin Exp Dent*. 2018 May 1;10(5):e439-e444. doi: 10.4317/jced.54554.

Edelhoff D, Schweiger J, Prandtner O, Stimmelmayer M, Güth JF. Metal-free implant-supported single-tooth restorations. Part II: Hybrid abutment crowns and material selection. *Quintessence Int*. 2019;50(4):260-269. doi: 10.3290/j.qi.a42099.

Elsayed A, Wille S, Al-Akhali M, Kern M. Comparison of fracture strength and failure mode of different ceramic implant abutments. *J Prosthet Dent*. 2017 Apr;117(4):499-506. doi: 10.1016/j.prosdent.2016.06.018.

Elsayed A, Wille S, Al-Akhali M, Kern M. Effect of fatigue loading on the fracture strength and failure mode of lithium disilicate and zirconia implant abutments. *Clin Oral Implants Res*. 2018 Jan;29(1):20-27. doi: 10.1111/clr.13034.

El-Sheikh MAY, Mostafa TMN, El-Sheikh MM. Effect of different angulations and collar lengths of conical hybrid implant abutment on screw loosening after dynamic cyclic loading. *Int J Implant Dent*. 2018 Dec 3;4(1):39. doi: 10.1186/s40729-018-0149-z.

Elshiyab SH, Nawafleh N, Öchsner A, George R. Fracture resistance of implant-supported monolithic crowns cemented to zirconia hybrid-abutments: zirconia-based crowns vs. lithium disilicate crowns. *J Adv Prosthodont*. 2018 Feb;10(1):65-72. doi: 10.4047/jap.2018.10.1.65.

Elshiyab SH, Nawafleh N, Walsh L, George R. Fracture resistance and survival of implant-supported, zirconia-based hybrid-abutment crowns: Influence of aging and crown structure. *J Investig Clin Dent*. 2018 Nov;9(4):e12355. doi: 10.1111/jicd.12355.

Ferraz CC, Barros RM, Ferraz FC, Mundstock ÁA, Maior BS. Analysis of stress distribution in ceramic and titanium implants in alveolar sockets of the anterior region of the maxilla. *J Clin Exp Dent*. 2019 Oct 1;11(10):e850-e857. doi: 10.4317/jced.55945.

Fraga S, Amaral M, Bottino MA, Valandro LF, Kleverlaan CJ, May LG. Impact of machining on the flexural fatigue strength of glass and polycrystalline CAD/CAM ceramics. *Dent Mater*. 2017 Nov;33(11):1286-1297. doi: 10.1016/j.dental.2017.07.019.

Freifrau von Maltzahn N, Bernard S, Kohorst P. Two-part implant abutments with titanium and ceramic components: Surface modification affects retention forces-An in-vitro study. *Clin Oral Implants Res*. 2019 Sep;30(9):903-909. doi: 10.1111/clr.13495.

Freitas AC Jr, Bonfante EA, Martins LM, Silva NR, Marotta L, Coelho PG. Reliability and failure modes of anterior single-unit implant-supported restorations. *Clin Oral Implants Res.* 2012 Sep;23(9):1005-11. doi: 10.1111/j.1600-0501.2011.02269.x.

Gahlert M, Kniha H, Weingart D, Schild S, Gellrich NC, Bormann KH. A prospective clinical study to evaluate the performance of zirconium dioxide dental implants in single-tooth gaps. *Clin Oral Implants Res.* 2016 Dec;27(12):e176-e184. doi: 10.1111/clr.12598.

Gautam C, Joyner J, Gautam A, Rao J, Vajtai R. Zirconia based dental ceramics: structure, mechanical properties, biocompatibility and applications. *Dalton Trans.* 2016 Dec 6;45(48):19194-19215. doi: 10.1039/c6dt03484e.

Gehrke P, Johannson D, Fischer C, Stawarczyk B, Beuer F. In vitro fatigue and fracture resistance of one- and two-piece CAD/CAM zirconia implant abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2015a May-Jun;30(3):546-54. doi: 10.11607/jomi.3942.

Gehrke P, Johannson D, Fischer C, Stawarczyk B, Beuer F. In vitro fatigue and fracture resistance of one- and two-piece CAD/CAM zirconia implant abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2015b May-Jun;30(3):546-54. doi: 10.11607/jomi.3942.

Gittens RA, Scheideler L, Rupp F, Hyzy SL, Geis-Gerstorfer J, Schwartz Z, Boyan BD. A review on the wettability of dental implant surfaces II: Biological and clinical aspects. *Acta Biomater.* 2014 Jul;10(7):2907-18. doi: 10.1016/j.actbio.2014.03.032.

Gou M, Chen H, Fu M, Wang H. Fracture of Zirconia Abutments in Implant Treatments: A Systematic Review. *Implant Dent.* 2019 Aug;28(4):378-387. doi: 10.1097/ID.0000000000000900.

Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NR, Bonfante EA. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *Int J Prosthodont.* 2015 May-Jun;28(3):227-35. doi: 10.11607/ijp.4244.

Guilherme NM, Chung KH, Flinn BD, Zheng C, Raigrodski AJ. Assessment of reliability of CAD-CAM tooth-colored implant custom abutments. *J Prosthet Dent.* 2016 Aug;116(2):206-13. doi: 10.1016/j.prosdent.2015.12.015.

Guilardi LF, Pereira G, Vallau AS, Silva IA, Giordani JC, Valandro LF, Rippe MP. 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.

Hallmann L, Ulmer P, Wille S, Polonskyi O, Köbel S, Trottenberg T, Bornholdt S, Haase F, Kersten H, Kern M. Effect of surface treatments on the properties and morphological change of dental zirconia. *J Prosthet Dent.* 2016 Mar;115(3):341-9. doi: 10.1016/j.prosdent.2015.09.007.

Hanawa T. Zirconia versus titanium in dentistry: A review. *Dent Mater J*. 2020 Jan 31;39(1):24-36. doi: 10.4012/dmj.2019-172. Epub 2019 Oct 30. PMID: 31666488.

Hanes B, Feitosa S, Phasuk K, Levon JA, Morton D, Lin WS. Fracture Resistance Behaviors of Titanium-Zirconium and Zirconia Implants. *J Prosthodont*. 2022 Jun;31(5):441-446. doi: 10.1111/jopr.13440. Epub 2021 Oct 30.

Hassouna M, Al-Zordk W, Aboshilib M, Ghazy M. Clinical and radiographic prospective study of customized one-piece titanium and one-piece fusion-sputtered zirconia implants: five-year mean follow-up. *BMC Oral Health*. 2022 Nov 24;22(1):531. doi: 10.1186/s12903-022-02600-9.

Hayashi K, Inadome T, Tsumura H, Mashima T, Sugioka Y. Bone-implant interface mechanics of in vivo bio-inert ceramics. *Biomaterials*. 1993 Dec;14(15):1173-9. PubMed PMID: 8130323.

Hermann JS, Buser D, Schenk RK, Schoolfield JD, Cochran DL. Biologic Width around one- and two-piece titanium implants. *Clin Oral Implants Res*. 2001 Dec;12(6):559-71. doi: 10.1034/j.1600-0501.2001.120603.x.

International Organization of Standardization. ISO 14801. Dentistry. Implants. Dynamic fatigue test for endosseous dental implants. Dentistry-Implants. 2nd. Geneva: International Organization for Standardization; 2007. p. 1-9.

International Organization for Standardization. ISO 14801. Dentistry. Implants. Dynamic fatigue test for endosseous dental implants. 3rd. Geneva: International Organization for Standardization; 2016. p. 1-10.

Jung RE, Holderegger C, Sailer I, Khraisat A, Suter A, Hämmerle CH. The effect of all-ceramic and porcelain-fused-to-metal restorations on marginal peri-implant soft tissue color: a randomized controlled clinical trial. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2008 Aug;28(4):357-65. PMID: 18717374.

Kraus RD, Espuelas C, Hämmerle CHF, Jung RE, Sailer I, Thoma DS. Five-year randomized controlled clinical study comparing cemented and screw-retained zirconia-based implant-supported single crowns. *Clin Oral Implants Res*. 2022 May;33(5):537-547. doi: 10.1111/clr.13913. Epub 2022 Mar 3. PMID: 35224774; PMCID: PMC9313572.

Katsavochristou A, Sierraalta M, Saglik B, Koumoulis D, George F, Razzoog M. Implant Angulation Effect on the Fracture Resistance of Monolithic Zirconia Custom Abutments: An In Vitro Study. *J Prosthodont*. 2020 Jun;29(5):394-400. doi: 10.1111/jopr.13127.

Kim A, Campbell SD, Viana MA, Knoernschild KL. Abutment Material Effect on Peri-implant Soft Tissue Color and Perceived Esthetics. *J Prosthodont*. 2016 Dec;25(8):634-640. doi: 10.1111/jopr.12360.

Kitagawa T, Tanimoto Y, Iida T, Murakami H. Effects of material and coefficient of friction on taper joint dental implants. *J Prosthodont Res*. 2020 Oct;64(4):359-367. doi: 10.1016/j.jpor.2019.10.003.

Kniha K, Kniha H, Grunert I, Edelhoff D, Hölzle F, Modabber A. Esthetic Evaluation of Maxillary Single-Tooth Zirconia Implants in the Esthetic Zone. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2019 September/October;39(5):e195–e201. doi: 10.11607/prd.3282.

Kolakarnprasert N, Kaizer MR, Kim DK, Zhang Y. New multi-layered zirconias: Composition, microstructure and translucency. *Dent Mater*. 2019 May;35(5):797-806. doi: 10.1016/j.dental.2019.02.017.

Kou W, Garbrielsson K, Borhani A, Carlborg M, Molin Thorén M. The effects of artificial aging on high translucent zirconia. *Biomater Investig Dent*. 2019 Nov 7;6(1):54-60. doi: 10.1080/26415275.2019.1684201.

Kohal RJ, Patzelt SB, Butz F, Sahlin H. One-piece zirconia oral implants: one-year results from a prospective case series. 2. Three-unit fixed dental prosthesis (FDP) reconstruction. *J Clin Periodontol*. 2013 May;40(5):553-62. [Medline: 23506654] [doi: 10.1111/jcpe.12093].

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.

Lerner H, Mouhyi J, Admakin O, Mangano F. Artificial intelligence in fixed implant prosthodontics: a retrospective study of 106 implant-supported monolithic zirconia crowns inserted in the posterior jaws of 90 patients. *BMC Oral Health*. 2020 Mar 19;20(1):80. doi: 10.1186/s12903-020-1062-4.

Lin YT, Shen YF, Wei PC, Hsu KW. Clinical evaluation of two-piece zirconia abutments with bonded titanium inserts for implant-supported restorations. *J Prosthet Dent*. 2019 Jul 12. pii: S0022-3913(18)30723-6. doi: 10.1016/j.prosdent.2019.01.006.

Lopes GD, Feitosa AC, Suaid FF, Matos JD, Vasconcelos JE, Vaz SL, et al. Evaluation of peri-implant condition in periodontally compromised patients. *J Indian Prosthodont Soc* 2019;19:283-9. doi: 10.4103/jips.jips.197.19.

Lopez CAV, Vasco MAA, Ruales E, Bedoya KA, Benfatti CM, Bezzon OL, Deliberador TM. Three-Dimensional Finite Element Analysis of Stress Distribution in

Zirconia and Titanium Dental Implants. *J Oral Implantol*. 2018 Dec;44(6):409-415. doi: 10.1563/aaid-joi-D-16-00109.

Mangano F, Margiani B, Admakin O. A Novel Full-Digital Protocol (SCAN-PLAN-MAKE-DONE®) for the Design and Fabrication of Implant-Supported Monolithic Translucent Zirconia Crowns Cemented on Customized Hybrid Abutments: A Retrospective Clinical Study on 25 Patients. *Int J Environ Res Public Health*. 2019 Jan 24;16(3):317. doi: 10.3390/ijerph16030317.

Matos JDM. Avaliação do desgaste fisiológico da camada de caracterização aplicada sobre cerâmicas odontológicas. Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia, São José dos Campos. Programa de pós graduação em odontologia restauradora UNESP, 1-107, 2020.

Matos JDM, Nakano LJN, Bottino MA, Jesus RH, Maciel LC. Current considerations for dental ceramics and their respective union systems. *Rev Bras Odontol*. 2020; 77(1):e1768. doi: 10.18363/rbo.v77.2020.e1768.

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

McLaren EA, Lawson N, Choi J, Kang J, Trujillo C. New High-Translucent Cubic-Phase-Containing Zirconia: Clinical and Laboratory Considerations and the Effect of Air Abrasion on Strength. *Compend Contin Educ Dent*. 2017 Jun;38(6):e13-e16. PMID: 28586235.

Meijide S, Hernández ML, Navarro R, Larreategui Z, Ferrando M, Ruiz-Sanz JI, et al. Glutathione S-transferase activity in follicular fluid from women undergoing ovarian stimulation: role in maturation. *Free Radic Biol Med*. 2014 Oct;75 Suppl 1:S41. PubMed PMID: 26461371.

Meltzer OS, Kallioniemi A, Trent JM. Chromosome alterations in human solid tumors. In: Vogelstein B, Kinzler KW, editors. *The genetic basic of human cancer*. New York: McGraw-Hill; 2002. p. 93-113.

Mericske-Stern R, Assal P, Mericske E, Bürgin W. Occlusal force and oral tactile sensibility measured in partially edentulous patients with ITI implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1995 May-Jun;10(3):345-53. PMID: 7615331.

Miyazaki T, Nakamura T, Matsumura H, Ban S, Kobayashi T. Current status of zirconia restoration. *J Prosthodont Res*. 2013 Oct;57(4):236-61. doi: 10.1016/j.jpor.2013.09.001.

Mohseni P, Soufi A, Chrcanovic BR. Clinical outcomes of zirconia implants: a systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Investig*. 2023 Dec 23;28(1):15. doi: 10.1007/s00784-023-05401-8. PMID: 38135804; PMCID: PMC10746607.

Mochales C, Frank S, Zehbe R, Traykova T, Fleckenstein C, Maerten A, Fleck C, Mueller WD. Tetragonal and cubic zirconia multilayered ceramic constructs created by EPD. *J Phys Chem B*. 2013 Feb 14;117(6):1694-701. doi: 10.1021/jp3064432.

Mohammadpour S, Khorramymehr S. Comparing one-and two-piece dental abutments under dynamic loading: A 3-D finite element analysis. *Thesis Int J Eng Technol*. 2020; 11(6): 73-79. doi: 10.21817/ijet/2019/v11i6/191106092.

Mombelli A, Hashim D, Cionca N. What is the impact of titanium particles and biocorrosion on implant survival and complications? A critical review. *Clin Oral Implants Res*. 2018 Oct;29 Suppl 18:37-53. doi: 10.1111/clr.13305.

Monzavi M, Zhang F, Meille S, Douillard T, Adrien J, Noumbissi S, Nowzari H, Chevalier J. Influence of artificial aging on mechanical properties of commercially and non-commercially available zirconia dental implants. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2019 Sep 10;101:103423. doi: 10.1016/j.jmbbm.2019.103423.

Moreira A, Madeira S, Buciumeanu M, Fialho J, Carvalho A, Silva F, Monteiro FJ, Caramês J. Design and surface characterization of micropatterned silica coatings for zirconia dental implants. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2022 Feb;126:105060. doi: 10.1016/j.jmbbm.2021.105060.

Mühlemann S, Truninger TC, Stawarczyk B, Hämmerle CH, Sailer I. Bending moments of zirconia and titanium implant abutments supporting all-ceramic crowns after aging. *Clin Oral Implants Res*. 2014 Jan;25(1):74-81. doi: 10.1111/clr.12192.

Müller-Heupt LK, Schiegnitz E, Kaya S, Jacobi-Gresser E, Kämmerer PW, Al-Nawas B. Diagnostic tests for titanium hypersensitivity in implant dentistry: a systematic review of the literature. *Int J Implant Dent*. 2022 Jul 11;8(1):29. doi: 10.1186/s40729-022-00428-0.

Naveau A, Rignon-Bret C, Wulfman C. Zirconia abutments in the anterior region: A systematic review of mechanical and esthetic outcomes. *J Prosthet Dent*. 2019 May;121(5):775-781.e1. doi: 10.1016/j.prosdent.2018.08.005.

Nishioka RS, de Vasconcellos LG, Jóias RP, Rode Sde M. Load-application devices: a comparative strain gauge analysis. *Braz Dent J*. 2015 May- Jun;26(3):258-62. doi: 10.1590/0103-6440201300321.

Nouh I, Kern M, Sabet AE, Aboelfadl AK, Hamdy AM, Chaar MS. Mechanical behavior of posterior all-ceramic hybrid-abutment-crowns versus hybrid-abutments

with separate crowns-A laboratory study. *Clin Oral Implants Res.* 2019 Jan;30(1):90-98. doi: 10.1111/clr.13395.

Ongun S, Kurtulmus-Yilmaz S, Meriç G, Ulusoy M. A Comparative Study on the Mechanical Properties of a Polymer-Infiltrated Ceramic-Network Material Used for the Fabrication of Hybrid Abutment. *Materials (Basel)*. 2018 Sep 11;11(9):1681. doi: 10.3390/ma11091681.

Osman RB, Swain MV, Atieh M, Ma S, Duncan W. Ceramic implants (Y-TZP): are they a viable alternative to titanium implants for the support of overdentures? A randomized clinical trial. *Clin Oral Implants Res.* 2014 Dec;25(12):1366-77. [Medline: 24118368] [doi: 10.1111/clr.12272]

Padhye NM, Calciolari E, Zuercher AN, Tagliaferri S, Donos N. Survival and success of zirconia compared with titanium implants: a systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Investig.* 2023 Nov;27(11):6279-6290. doi: 10.1007/s00784-023-05242-5. Epub 2023 Sep 23. PMID: 37740825; PMCID: PMC10630218.

Park JI, Lee Y, Lee JH, Kim YL, Bae JM, Cho HW. Comparison of fracture resistance and fit accuracy of customized zirconia abutments with prefabricated zirconia abutments in internal hexagonal implants. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2013 Oct;15(5):769-78. doi: 10.1111/j.1708-8208.2011.00426.x.

Payer M, Heschl A, Koller M, Arnetzl G, Lorenzoni M, Jakse N. All-ceramic restoration of zirconia two-piece implants--a randomized controlled clinical trial. *Clin Oral Implants Res.* 2015 Apr;26(4):371-376. [Medline: 24502675] [doi: 10.1111/clr.12342]

Paolantoni G, Marenzi G, Blasi A, Mignogna J, Sammartino G. Findings of a Four-Year Randomized Controlled Clinical Trial Comparing Two-Piece and One-Piece Zirconia Abutments Supporting Single Prosthetic Restorations in Maxillary Anterior Region. *Biomed Res Int.* 2016;2016:8767845. doi: 10.1155/2016/8767845.

Pereira GKR, Guilardi LF, Dapieve KS, Kleverlaan CJ, Rippe MP, Valandro LF. Mechanical reliability, fatigue strength and survival analysis of new polycrystalline translucent zirconia ceramics for monolithic restorations. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2018 Sep;85:57-65. doi: 10.1016/j.jmbbm.2018.05.029.

Pereira GKR, Guilardi LF, Dapieve KS, Kleverlaan CJ, Rippe MP, Valandro LF. Mechanical reliability, fatigue strength and survival analysis of new polycrystalline translucent zirconia ceramics for monolithic restorations. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2018 Sep;85:57-65. doi: 10.1016/j.jmbbm.2018.05.029.

Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials.* 1999 Jan;20(1):1-25. doi: 10.1016/s0142-9612(98)00010-6.

Pjetursson BE, Zarauz C, Strasding M, Sailer I, Zwahlen M, Zembic A. A systematic review of the influence of the implant-abutment connection on the clinical outcomes of ceramic and metal implant abutments supporting fixed implant reconstructions. *Clin Oral Implants Res.* 2018 Oct;29 Suppl 18:160-183. doi: 10.1111/clr.13362.

Roccuzzo M, Bonino L, Dalmaso P, Aglietta M. Long-term results of a three arms prospective cohort study on implants in periodontally compromised patients: 10-year data around sandblasted and acid-etched (SLA) surface. *Clin Oral Implants Res.* 2014 Oct;25(10):1105-12. doi: 10.1111/clr.12227.

Roehling S, Ghazal G, Borer T, Thieringer F, Gahlert M. Implant Supported Fixed Dental Prostheses Using a New Monotype Zirconia Implant-A Case Report. *Dent J (Basel).* 2015 Sep 17;3(3):79-92. doi: 10.3390/dj3030079.

Rohr N, Brunner S, Martin S, Fischer J. Influence of cement type and ceramic primer on retention of polymer-infiltrated ceramic crowns to a one-piece zirconia implant. *J Prosthet Dent.* 2018 Jan;119(1):138-145. doi: 10.1016/j.prosdent.2017.02.002.

Rokn A, Aslroosta H, Akbari S, Najafi H, Zayeri F, Hashemi K. Prevalence of peri-implantitis in patients not participating in well-designed supportive periodontal treatments: a cross-sectional study. *Clin Oral Implants Res.* 2017 Mar;28(3):314-319. doi: 10.1111/clr.12800.

Rupp F, Gittens RA, Scheideler L, Marmur A, Boyan BD, Schwartz Z, Geis-Gerstorfer J. A review on the wettability of dental implant surfaces I: theoretical and experimental aspects. *Acta Biomater.* 2014 Jul;10(7):2894-906. doi: 10.1016/j.actbio.2014.02.040.

Rupp F, Scheideler L, Rehbein D, Axmann D, Geis-Gerstorfer J. Roughness induced dynamic changes of wettability of acid etched titanium implant modifications. *Biomaterials.* 2004 Mar-Apr;25(7-8):1429-38. doi: 10.1016/j.biomaterials.2003.08.015.

Sadowsky SJ. Has zirconia made a material difference in implant prosthodontics? A review. *Dent Mater.* 2019 Sep 6. pii: S0109-5641(19)30803-6. doi: 10.1016/j.dental.2019.08.100.

Safioti LM, Kotsakis GA, Pozhitkov AE, Chung WO, Daubert DM. Increased Levels of Dissolved Titanium Are Associated With Peri-Implantitis - A Cross-Sectional Study. *J Periodontol.* 2017 May;88(5):436-442. doi: 10.1902/jop.2016.160524.

Sailer I, Asgeirsson AG, Thoma DS, Fehmer V, Aspelund T, Özcan M, Pjetursson BE. Fracture strength of zirconia implant abutments on narrow diameter implants with internal and external implant abutment connections: A study on the titanium resin base concept. *Clin Oral Implants Res.* 2018 Apr;29(4):411-423. doi: 10.1111/clr.13139.

Sailer I, Zembic A, Jung RE, Hämmerle CH, Mattioli A. Single-tooth implant reconstructions: esthetic factors influencing the decision between titanium and zirconia abutments in anterior regions. *Eur J Esthet Dent*. 2007 Autumn;2(3):296-310. PMID: 19655552.

Sailer I, Zembic A, Jung RE, Siegenthaler D, Holderegger C, Hämmerle CH. Randomized controlled clinical trial of customized zirconia and titanium implant abutments for canine and posterior single-tooth implant reconstructions: preliminary results at 1 year of function. *Clin Oral Implants Res*. 2009 Mar;20(3):219-25. doi: 10.1111/j.1600-0501.2008.01636.x.

Schünemann FH, Galárraga-Vinueza ME, Magini R, Fredel M, Silva F, Souza JCM, Zhang Y, Henriques B. Zirconia surface modifications for implant dentistry. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*. 2019 May;98:1294-1305. doi: 10.1016/j.msec.2019.01.062.

Sen N, Us YO. Fatigue survival and failure resistance of titanium versus zirconia implant abutments with various connection designs. *J Prosthet Dent*. 2019 Sep;122(3):315.e1-315.e7. doi: 10.1016/j.prosdent.2019.05.036.

Shenoy A, Shenoy N. Dental ceramics: An update. *J Conserv Dent*. 2010 Oct;13(4):195-203. doi: 10.4103/0972-0707.73379.

Silva LHD, Lima E, Miranda RBP, Favero SS, Lohbauer U, Cesar PF. Dental ceramics: a review of new materials and processing methods. *Braz Oral Res*. 2017 Aug 28;31(suppl 1):e58. doi: 10.1590/1807-3107BOR-2017.vol31.0058.

Silva NR, Teixeira HS, Silveira LM, Bonfante EA, Coelho PG, Thompson VP. Reliability and Failure Modes of a Hybrid Ceramic Abutment Prototype. *J Prosthodont*. 2018 Jan;27(1):83-87. doi: 10.1111/jopr.12461.

Silva KRN, Joly JC, Peruzzo DC, Napimoga MH, Martinez EF. Influence of Transmucosal Height on Loss of Prosthetic Abutment Torque After Mechanical Cycling. *J Oral Implantol*. 2018 Dec;44(6):423-426. doi: 10.1563/aaid-joi-D-17-00250.

Siddiqi A, Kieser JA, De Silva RK, Thomson WM, Duncan WJ. Soft and Hard Tissue Response to Zirconia versus Titanium One-Piece Implants Placed in Alveolar and Palatal Sites: A Randomized Control Trial. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2015 Jun;17(3):483-96. [Medline: 24112624] [doi: 10.1111/cid.12159]

Smith C Jr, Milewski E, Martin MA. The effect of colonizing mice with laboratory and wild type strains of *E. coli* containing tumor virus genomes. *Recomb DNA Tech Bull*. 1985 Jun;8(2):47-51.

Song N, Wang Z, Xing Y, Zhang M, Wu P, Qian F, Feng J, Qi L, Wan C, Pan W. Evaluation of Phase Transformation and Mechanical Properties of Metastable Yttria-

Stabilized Zirconia by Nanoindentation. *Materials* (Basel). 2019 May 23;12(10):1677. doi: 10.3390/ma12101677.

Spazzin AO, Henrique GE, Nóbilo MA, Consani RL, Correr-Sobrinho L, Mesquita MF. Effect of retorque on loosening torque of prosthetic screws under two levels of fit of implant-supported dentures. *Braz Dent J*. 2010 Jan;21(1):12-7. doi: 10.1590/s0103-64402010000100002.

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

Stimmelmayer M, Heiß P, Erdelt K, Schweiger J, Beuer F. Fracture resistance of different implant abutments supporting all-ceramic single crowns after aging. *Int J Comput Dent*. 2017;20(1):53-64. PMID: 28294205.

Stimmelmayer M, Lang A, Beuer F, Mansour S, Erdelt K, Krennmair G, Güth JF. Mechanical stability of all-ceramic abutments retained with three different screw materials in two-piece zirconia implants-an in vitro study. *Clin Oral Investig*. 2019 Sep 3. doi: 10.1007/s00784-019-03043-3.

Rodrigues Neto DJ, Cerutti-Kopplin D, do Valle AL, Pereira JR. A method of assessing the effectiveness of the friction fit interface by measuring reverse torque. *J Prosthet Dent*. 2014 Oct;112(4):839-42. doi: 10.1016/j.prosdent.2014.02.013.

Tanasić I, Šarac D, Mitrović N, Tihaček-Šojić L, Mišković Ž, Milić-Lemić A, Milošević M. Digital image correlation analysis of vertically loaded cylindrical Ti-implants with straight and angled abutments. *Exp Tech*. 2016; 40(4): 1227-1233.

Tanaka M, Kitazawa R, Tomimatsu T, Liu Y, Kagawa Y. Residual stress measurement of an EB-PVD Y2O3-ZrO2 thermal barrier coating by micro-Raman spectroscopy. *Surf Coating Technol*. 2009;204(5):657–660. doi: 10.1016/j.surfcoat.2009.08.042.

Tiossi R, Vasco MA, Lin L, Conrad HJ, Bezzon OL, Ribeiro RF, Fok AS. Validation of finite element models for strain analysis of implant-supported prostheses using digital image correlation. *Dent Mater*. 2013 Jul;29(7):788-96.

Tolentino L, Sukekava F, Garcez-Filho J, Tormena M, Lima LA, Araújo MG. One-year follow-up of titanium/zirconium alloy X commercially pure titanium narrow-diameter implants placed in the molar region of the mandible: a randomized controlled trial. *Clin Oral Implants Res*. 2016 Apr;27(4):393-8. [Medline: 25692479] [doi: 10.1111/clr.12561]

Thulasidas S, Givan DA, Lemons JE, O'Neal SJ, Ramp LC, Liu PR. Influence of implant angulation on the fracture resistance of zirconia abutments. *J Prosthodont*. 2015 Feb;24(2):127-35. doi: 10.1111/jopr.12182.

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, 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, Bottino MA, Nishioka RS, Borges ALS, Özcan M. Digital Image Correlation and Finite Element Analysis of Bone Strain Generated by Implant-Retained Cantilever Fixed Prosthesis. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 2020 Feb 27;28(1):10-17. doi: 10.1922/EJPRD_1941Tribst08.

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

Tribst JPM, Dal Piva AMO, Özcan M, Borges ALS, Bottino MA. Influence of Ceramic Materials on Biomechanical Behavior of Implant Supported Fixed Prosthesis with Hybrid Abutment. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 2019 May 30;27(2):76-82. doi: 10.1922/EJPRD_01829Tribst07.

Turkoglu P, Kose A, Sen D. Abutment selection for anterior implant-supported restorations. *An Updat. Dent. Implantol. Biomater.IntechOpen*. 2015; 57(10): 61-80. doi: 10.5772/intechopen.80965.

Valente MLC, Bolfarini C, de Oliveira DP, Dos Reis AC. Dental mini-implant designs to support overdentures: Development, biomechanical evaluation, and 3D digital image correlation. *J Prosthet Dent*. 2021 Feb 24:S0022-3913(21)00023-8

Vaghela H, Eaton K. Is Zirconia a Viable Alternative to Titanium for Dental Implantology? *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 2022 Feb 28;30(1):1-13. doi: 10.1922/EJPRD_2166Vaghela14. PMID: 33770424.

Weyhrauch M, Igiel C, Scheller H, Weibrich G, Lehmann KM. Fracture Strength of Monolithic All-Ceramic Crowns on Titanium Implant Abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2016 Mar-Apr;31(2):304-9. doi: 10.11607/jomi.4601.

Wiskott HW, Belser UC. Lack of integration of smooth titanium surfaces: a working hypothesis based on strains generated in the surrounding bone. *Clin Oral Implants Res.* 1999;10(6):429-44. doi: 10.1034/j.1600-0501.1999.100601.x

Yazigi C, Kern M, Chaar MS, Libeck W, Elsayed A. The influence of the restorative material on the mechanical behavior of screw-retained hybrid-abutment-crowns. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2020 Nov;111:103988. doi: 10.1016/j.jmbbm.2020.103988.

Yilmaz B, Alsaery A, Altintas SH, Schimmel M. Comparison of strains for new generation CAD-CAM implant-supported crowns under loading. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2020 Jun;22(3):397-402. doi: 10.1111/cid.12894.

Zembic A, Philipp AO, Hämmerle CH, Wohlwend A, Sailer I. Eleven-Year Follow-Up of a Prospective Study of Zirconia Implant Abutments Supporting Single All-Ceramic Crowns in Anterior and Premolar Regions. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2015 Oct;17 Suppl 2:e417-26. doi: 10.1111/cid.12263.

Zhang Y, Lawn BR. Novel Zirconia Materials in Dentistry. *J Dent Res.* 2018 Feb;97(2):140-147. doi: 10.1177/0022034517737483.

APÊNDICE A – Capas dos artigos publicados

A ilustração abaixo (Figura. 44) demonstra que uma parte da tese do aluno supracitado já se encontra publicado em periódicos internacionais Fator de impacto (JCR 2020): 2.17, Qualis (2021): A2].

Figura 44 – Capas dos artigos publicados relacionado com à tese

Minerva Dental and Oral Science 2021 Apr 30

DOI: [10.23736/S2724-6329.21.04479-4](https://doi.org/10.23736/S2724-6329.21.04479-4)

Copyright © 2021 EDIZIONI MINERVA MEDICA

lingua: Inglese

Hybrid abutment during prosthetic planning and oral rehabilitation

Jefferson D. MATOS , Laura V. ARCILA, Laura P. ORTIZ, Guilherme R. LOPES, Lilian C. ANAMI, Nathália C. RAMOS, Guilherme S. SAAVEDRA, João P. TRIBST, Marco A. BOTTINO

Department of Prosthodontics and Dental Materials, São Paulo State University (Unesp), Institute of Science and Technology, São José dos Campos, SP, Brazil

PDF

BACKGROUND: The present study aims to describe through a literature review, the characteristics and properties of hybrid abutments, as well as their proper use as a new rehabilitation strategy.

METHODS: A bibliographic search was conducted in the main health databases Pubmed (www.pubmed.gov) and Google Scholar (www.scholar.google.com.br), in which studies published from 2001 to 2020 were collected.

Laboratory studies, case reports, systematic and literature reviews were included. Therefore, articles that do not address the characteristics and properties of hybrid abutments were excluded. In addition, studies that did not report the use of hybrid abutments as a new rehabilitation strategy.

RESULTS: According to the inclusion and exclusion criteria, 80 research articles were selected and 20 were excluded, while 25 in vitro, 17 in vivo and 9 in silico studies were reviewed.

CONCLUSIONS: The literature demonstrates that hybrid abutments are an excellent alternative in cases of implant-supported rehabilitation, presenting high esthetic results, associated with good soft tissue response, periimplant marginal bone stability and adequate stress distribution during the masticatory loads dissipation.

KEY WORDS: Dental abutments; Dental implants; Dental

Fonte: Elaborada pelo autor.

Article

Influence of CAD/CAM Abutment Heights on the Biomechanical Behavior of Zirconia Single Crowns

Jefferson David Melo de Matos ^{1,2}, Leonardo Silva Gomes ², Nathália de Carvalho Ramos ^{2,3,4},
Daher Antonio Queiroz ⁵, João Paulo Mendes Tribst ^{6,*}, Tiago Moreira Bastos Campos ⁷,
Alexandre Luiz Souto Borges ², Guilherme da Rocha Scalzer Lopes ², Marco Antonio Bottino ²
and Tarcisio José Arruda Paes Junior ²

- ¹ Department of Restorative Dental Sciences, Center for Dental Biomaterials, University of Florida, Gainesville, FL 32610, USA
 - ² Department of Biomaterials, Dental Materials, and Prosthodontics, Institute of Science and Technology, São Paulo State University (UNESP), São José dos Campos 12245-000, SP, Brazil
 - ³ Department of Dentistry, Universidade São Francisco (USF), Bragança Paulista 12916-900, SP, Brazil
 - ⁴ Postgraduate Program in Dentistry, Department Dentistry, University of Taubaté (UNITAU), Taubaté 12080-000, SP, Brazil
 - ⁵ Department of Restorative Dentistry & Prosthodontics, School of Dentistry, The University of Texas Health Science Center at Houston (UTHealth), Houston, TX 77054, USA
 - ⁶ Department of Oral Regenerative Medicine, Academic Centre for Dentistry Amsterdam (ACTA), University of Amsterdam and Vrije Universiteit, 1081 Amsterdam, The Netherlands
 - ⁷ Department Physics, Technological Institute of Aeronautics, São José dos Campos 12228-900, SP, Brazil
- * Correspondence: j.p.mendes.tribst@acta.nl

Citation: Matos, J.D.M.d.; Gomes, L.S.; Ramos, N.d.C.; Queiroz, D.A.; Tribst, J.P.M.; Campos, T.M.B.; Borges, A.L.S.; Lopes, G.d.R.S.; Bottino, M.A.; Paes Junior, T.J.A. Influence of CAD/CAM Abutment Heights on the Biomechanical Behavior of Zirconia Single Crowns. *Metals* **2022**, *12*, 2025. <https://doi.org/10.3390/met12122025>

Academic Editor: Alberto Moreira Jorge Junior

Received: 27 October 2022

Accepted: 22 November 2022

Published: 25 November 2022

Publisher's Note: MDPI stays neutral with regard to jurisdictional claims in published maps and institutional affiliations.



Copyright: © 2022 by the author. Licensee MDPI, Basel, Switzerland. This article is an open access article distributed under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

Abstract: The biomechanical behavior of the universal link (titanium base) prosthetic abutment with different heights in implant-supported restorations was evaluated. Forty regular implants (4×10 mm) in titanium were used, divided into two groups according to the abutment height ($n = 20$): 4.5×4 mm (short) and 4.5×5.5 mm (long). Using CAD/CAM technology, zirconia crowns were milled and cemented onto the prosthetic abutments. Half of the specimens were submitted to the initial maximum fracture load test in a universal testing machine. The long abutments presented fracture load (41.1 ± 6.96 kgf) statistically similar to the short abutments (49.5 ± 7.68 kgf). The other half of the specimens were submitted to mechanical cycling (2,000,000 cycles, 2 Hz with a stainless-steel antagonist with a diameter of 1.6 mm), following ISO 14801:2007. Subsequently, the survival of the specimens was evaluated using the survival analysis function, Kaplan–Meier and Mantel–Cox (log-rank) ($p < 0.05$). The finite element analysis was performed in similar conditions to those used for the in vitro test through computer-aided engineering software (version 19.2, ANSYS Inc., Houston, TX, USA). The biomechanical behavior of both models was similar regardless of the evaluated structure of the set. It was concluded that both short and long abutment presents promising fatigue behavior and stress distribution for use in long-term implant-supported restorations.

Keywords: dental abutments; dental implants; fatigue; dental materials; biomechanical behavior; finite element analysis

1. Introduction

Dental implants have been used for several decades and the oral rehabilitation of edentulous patients has been improved with their use. However, limitations continue to exist in the area of implant biomechanics and osseointegration maintenance, with regard to a reliable connection between the implant and restoration; this is essential for clinical success [1]. According to different prosthetic systems, the crown can be either directly retained on the implant platform or on the abutment with a prosthetic screw or cement [2]. The use of CAD/CAM technologies allows the manufacture of customized hybrid

Article

Influence of Abutment Design on Biomechanical Behavior to Support a Screw-Retained 3-Unit Fixed Partial Denture

Guilherme da Rocha Scalzer Lopes ¹, Jefferson David Melo de Matos ^{1,2}, Daher Antonio Queiroz ^{3,*}, João Paulo Mendes Tribst ⁴, Nathália de Carvalho Ramos ^{1,5}, Mateus Garcia Rocha ², Adriano Baldotto Barbosa ⁶, Marco Antonio Bottino ¹, Alexandre Luiz Souto Borges ¹ and Renato Sussumu Nishioka ¹

- ¹ Department of Biomaterials, Dental Materials and Prosthodontics, Institute of Science and Technology, São Paulo State University (Unesp), São José dos Campos 12245-000, Brazil
- ² Center for Dental Biomaterials, Department of Restorative Dental Sciences, University of Florida (UF Health), Gainesville, FL 32611, USA
- ³ Department of Restorative Dentistry & Prosthodontics, The University of Texas Health Science Center at Houston (UTHealth) School of Dentistry, Houston, TX 77054, USA
- ⁴ Department of Oral Regenerative Medicine, Academic Centre for Dentistry Amsterdam (ACTA), The University of Amsterdam and Vrije Universiteit, 1081 LA Amsterdam, The Netherlands
- ⁵ Department of Dentistry, Universidade São Francisco (USF), Bragança Paulista 12916-900, Brazil
- ⁶ Midwest Dental Arts Inc., Palm Bay, FL 32909, USA
- * Correspondence: daher.antonio.queiroz@uth.tmc.edu



Citation: Lopes, G.d.R.S.; Matos, J.D.M.d.; Queiroz, D.A.; Tribst, J.P.M.; Ramos, N.d.C.; Rocha, M.G.; Barbosa, A.B.; Bottino, M.A.; Borges, A.L.S.; Nishioka, R.S. Influence of Abutment Design on Biomechanical Behavior to Support a Screw-Retained 3-Unit Fixed Partial Denture. *Materials* **2022**, *15*, 6235. <https://doi.org/10.3390/ma15186235>

Academic Editor: Bongju Kim

Received: 26 July 2022

Accepted: 5 September 2022

Published: 8 September 2022

Publisher's Note: MDPI stays neutral with regard to jurisdictional claims in published maps and institutional affiliations.



Copyright: © 2022 by the authors. Licensee MDPI, Basel, Switzerland. This article is an open access article distributed under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

Abstract: This study aimed to evaluate the biomechanical behavior of Morse taper implants using different abutments (CMN abutment [(CMN Group) and miniconical abutments [MC Group]], indicated to support a screw-retained 3-unit fixed partial denture. For the in vitro test, polyurethane blocks were fabricated for both groups ($n = 10$) and received three implants in the “offset” configuration and their respective abutments (CMN or MC) with a 3-unit fixed partial denture. Four strain gauges were bonded to the surface of each block. For the finite element analysis, 3D models of both groups were created and exported to the analysis software to perform static structural analysis. All structures were considered homogeneous, isotropic, and elastic. The contacts were considered non-linear with a friction coefficient of 0.3 between metallic structures and considered bonded between the implant and substrate. An axial load of 300 N was applied in three points (A, B, and C) for both methods. The microstrain and the maximum principal stress were considered as analysis criteria. The obtained data were submitted to the Mann–Whitney, Kruskal–Wallis, and Dunn’s multiple comparison test ($\alpha = 5\%$). The results obtained by strain gauge showed no statistical difference ($p = 0.879$) between the CMN ($645.3 \pm 309.2 \mu\epsilon$) and MC ($639.3 \pm 278.8 \mu\epsilon$) and allowed the validation of computational models with a difference of 6.3% and 6.4% for the microstrains in the CMN and MC groups, respectively. Similarly, the results presented by the computational models showed no statistical difference ($p = 0.932$) for the CMN ($605.1 \pm 358.6 \mu\epsilon$) and MC ($598.7 \pm 357.9 \mu\epsilon$) groups. The study concluded that under favorable conditions the use of CMN or MP abutments to support a fixed partial denture can be indicated.

Keywords: finite element analysis; strain gauge; biomechanics; dental implants

1. Introduction

Osseointegrated implants are used safely in the rehabilitation of partially edentulous patients; however, this treatment can present long-term complications [1]. The two main implant failures are peri-implantitis and occlusal overload. These complications can act in association or independently, and both cause marginal bone loss which can lead to implant loss in advanced cases [2,3].

In the rehabilitation of partially edentulous patients, implant placement can be affected by several factors, including bone height or the anatomy of the region [4]. The implant

Review

Bioengineering Tools Applied to Dentistry: Validation Methods for In Vitro and In Silico Analysis

Jefferson David Melo de Matos ^{1,2}, Daher Antonio Queiroz ^{3,*}, Leonardo Jiro Nomura Nakano ², Valdir Cabral Andrade ⁴, Nathália de Carvalho Ramos Ribeiro ^{2,5,6}, Alexandre Luiz Souto Borges ², Marco Antonio Bottino ² and Guilherme da Rocha Scalzer Lopes ²

¹ Center for Dental Biomaterials, Department of Restorative Dental Sciences, University of Florida (UF Health), Gainesville, FL 32610, USA

² Department of Biomaterials, Dental Materials, and Prosthodontics, Institute of Science and Technology, São Paulo State University (UNESP), São José dos Campos 12245-000, Brazil

³ Department of Restorative Dentistry & Prosthodontics, The University of Texas Health Science Center at Houston (UTHealth) School of Dentistry, Houston, TX 77054, USA

⁴ Department of Dentistry and Oral and Maxillo Facial Surgery, Universidade Federal de Juiz de Fora UFJF, Governador Valadares 36036-900, Brazil

⁵ Department of Dentistry, Universidade São Francisco (USF), Bragança Paulista 12916-900, Brazil

⁶ Postgraduate Program in Dentistry, Department Dentistry, University of Taubaté (UNITAU), Taubaté 12080-000, Brazil

* Correspondence: daher.antonio.queiroz@uth.tmc.edu



Citation: Matos, J.D.M.d.; Queiroz, D.A.; Nakano, L.J.N.; Andrade, V.C.; Ribeiro, N.d.C.R.; Borges, A.L.S.; Bottino, M.A.; Lopes, G.d.R.S. Bioengineering Tools Applied to Dentistry: Validation Methods for In Vitro and In Silico Analysis. *Dent. J.* **2022**, *10*, 145. <https://doi.org/10.3390/dj10080145>

Academic Editors: Andrea Butera, Andrea Scribante and Gabriele Cervino

Received: 13 June 2022

Accepted: 27 July 2022

Published: 4 August 2022

Publisher's Note: MDPI stays neutral with regard to jurisdictional claims in published maps and institutional affiliations.



Copyright: © 2022 by the authors. Licensee MDPI, Basel, Switzerland. This article is an open access article distributed under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

Abstract: This study aimed to evaluate the use of bioengineering tools, finite element analysis, strain gauge analysis, photoelastic analysis, and digital image correlation, in computational studies with greater validity and reproducibility. A bibliographic search was performed in the main health databases PUBMED and Scholar Google, in which different studies, among them, laboratory studies, case reports, systematic reviews, and literature reviews, which were developed in living individuals, were included. Therefore, articles that did not deal with the use of finite element analysis, strain gauge analysis, photoelastic analysis, and digital image correlation were excluded, as well as their use in computational studies with greater validity and reproducibility. According to the methodological analysis, it is observed that the average publication of articles in the Pubmed database was 2.03 and with a standard deviation of 1.89. While in Google Scholar, the average was 0.78 and the standard deviation was 0.90. Thus, it is possible to verify that there was a significant variation in the number of articles in the two databases. Modern dentistry finds in finite element analysis, strain gauge, photoelastic and digital image correlation a way to analyze the biomechanical behavior in dental materials to obtain results that assist to obtain rehabilitations with favorable prognosis and patient satisfaction.

Keywords: finite element analysis; computing methodologies; computer simulation; dentistry

1. Introduction

Countless simulation tools in bioengineering have been used to overcome the limitations of in vitro and in silico analysis. Among them, Finite Element Analysis (FEA) and Digital Image Correlation (DIC) gain notoriety, being a procedure that analyzes dental materials, allowing a simulation with approximate characteristics of their mechanical behavior [1]. Strain Gauge Analysis (SGA) and Photoelastic Analysis (PA) is a techniques used for the experimental stress and strain analysis in mechanical structures [2]. These structures present strains under loading or the effect of temperature. Strain Gauge and Photoelastic or evaluation through strain measurement are one of the most versatile methods of evaluating mechanical behavior [3], as strain gauge sensors are widely used to measure strains in larger structures such as crowns, bones, and anatomical structures, and also associated with transducers to measure pressure, stress, force, and acceleration [2,3].

Biomechanical evaluation of 3-unit fixed partial dentures on monotype and two-piece zirconia dental implants

Jefferson David Melo de Matos^a, Guilherme da Rocha Scalzer Lopes^a, Leonardo Jiro Nomura Nakano^a, Nathália de Carvalho Ramos^{a,b}, John Eversong Lucena de Vasconcelos^c, Marco Antonio Bottino^a and João Paulo Mendes Tribst^{a,d}

^aDepartment of Dental Materials and Prosthodontics, Institute of Science and Technology, São Paulo State University (UNESP), São Paulo, Brazil; ^bDepartment of Dentistry, Universidade São Francisco (USF), Bragança Paulista, Brazil; ^cDepartment of Implantology, College of Dentistry CECAPE, Juazeiro do Norte, Ceará, Brazil; ^dDepartment of Dentistry, University of Taubaté (UNITAU), Taubaté, Brazil

ABSTRACT

This study aimed to evaluate the biomechanical behavior, stress distributions and bone micro-strain of fixed partial dentures (FPD) with ceramic abutments supported on monotype zirconia implants, titanium implants and two-piece zirconia implants, using finite element analysis. A three-dimensional model of the jaw was simulated containing 1.0 mm thick cortical bone and cancellous bone tissue. A FPD and implant models (4.1 x 10 mm) were modeled containing a cement-retained implant abutment. These models were replicated in three groups with similar geometries: Titanium Implant and Zirconia Abutment (Ti-Zr); Zirconia Implant and Zirconia Abutment (Zr-Zr) and Monotype Zirconia Implant (Zr-S). An axial load of 300 N was applied to the center of the first premolar. The microstrain ($\mu\epsilon$) and the Von-Mises stress (MPa) were assumed as failure criteria. For the three groups, a higher stress concentration was observed in the region of FPD connectors. The Ti-Zr group showed a higher stress concentration in the prosthesis and implant when compared to the other groups. However, the smaller elastic modulus of the titanium implant, in relation to the zirconia, provided a lower stress in the abutment and in the prosthetic screw. The monotype implant system allowed a more homogeneous stress distribution and its strain were predominantly located in the cervical region of the peri-implant bone tissue. Monotype or two-piece zirconia implants can be used for rehabilitation with FPD. However, the absence of separation between implant and abutment in the monotype system avoids the stress concentration in the prosthetic screw and reduced the peri-implant bone strain.

ARTICLE HISTORY

Received 16 December 2020
Accepted 20 June 2021

KEYWORDS

Dental Abutments; Dental Implants; Dental Materials; Finite element analysis

1. Introduction

In partially edentulous patients, rehabilitation with fixed partial dentures (FPD) may require the preparation of healthy teeth, so an excellent alternative is implant-supported fixed partial dentures (Lopes et al. 2019). Therefore, titanium implants are the most studied restorative materials in dentistry, presenting a good long-term prognosis (Andreietelli et al. 2009; Mombelli et al. 2018; Sen and Us 2019).

Titanium is a biomaterial widely used in the manufacture of implants, considered as the gold standard material for endosseous implants due to its excellent mechanical properties and biocompatibility (Hermann et al. 2001; Andreietelli et al. 2009). However, even with the advantages, there is a constant discussion

regarding the use of metal alloys in the human body (Sailer et al. 2007; Andreietelli et al. 2009; Sen and Us 2019), in addition to great challenges in aesthetic regions, mainly in patients with a thin gingival biotype, high gingival smile line and severe bone resorption (Roehling et al. 2015; Cionca et al. 2017; Kniha et al. 2019).

In view of the growing search for aesthetic treatments and metal-free restorative materials, zirconia implants are gaining notoriety, becoming an object of investigation for different rehabilitation configurations and clinical indications (Cionca et al. 2017). The ceramic implant is manufactured from particles of zirconium dioxide (ZrO_2), with heat isostatic pressing, allowing the components densification from casting and sintering under high pressure and temperatures

CONTACT Jefferson David Melo de Matos  matosjefferson19@gmail.com  Department of Dental Materials and Prosthodontics, Institute of Science and Technology, São Paulo State University (UNESP), São José dos Campos, São Paulo, Brazil

© 2021 Informa UK Limited, trading as Taylor & Francis Group

Metal Alloys in Dentistry: An Outdated Material or Required for Oral Rehabilitation?

Aleaciones Metálicas en Odontología: ¿Un material Excedido o Necesario para la Rehabilitación Oral?

Jefferson David Melo de Matos¹; Andreza Cristina Moura dos Santos²; Leonardo Jiro Nomura Nakano¹; John Eversong Lucena de Vasconcelos³; Valdir Cabral Andrade⁴; Renato Sussumu Nishioka¹; Marco Antonio Bottino¹ & Guilherme da Rocha Scalzer Lopes¹

MATOS, J. D. M.; DOS SANTOS, A. C. M.; NAKANO, L. J. N.; DE VASCONCELOS, J. E. L.; ANDRADE, V. C.; NISHIOKA, R. S.; BOTTINO, M. A. & LOPES, G. R. S. Metal alloys in dentistry: an outdated material or required for oral rehabilitation? *Int. J. Odontostomat.*, 15(3):702-711, 2021.

ABSTRACT: The present study aims to describe through a literature review, the main types of noble and non-noble alloys in dentistry looking to identify the adhesion mechanisms, compositions and mechanical properties, and its applicability as a rehabilitation resource nowadays. A bibliographic search was conducted in the main health databases PUBMED (www.pubmed.gov) and Scholar Google (www.scholar.google.com.br), in which studies published from 1971 to 2021 were collected. Laboratory studies, case reports, systematic and literature reviews, which were developed in living individuals. Articles that did not deal with metal alloys and its use in dentistry were excluded. Through the review, it was possible to verify that all works presented the metal alloys and their main properties, indicating that they are divided into three main types: high noble alloys, noble alloys and base metal alloys differing in their levels of constituent noble metals. Several alloys and metals are available for the dental market each presenting advantages and disadvantages, mainly based on its specific composition. Continuous research and development are resulting in the production of new technologies and products, giving dental surgeons even more options in the design and manufacture of restorations using metal alloys and understanding that these resources will still be viable alternatives in oral rehabilitations. However, further studies on metal alloys are needed to better understand this subject.

KEY WORDS: dental alloys, metal ceramic alloys, dentistry, dental research.

INTRODUCTION

The classification of dental materials in dentistry is basically divided into three: Ceramics, polymers and metals. The metals when found in pure form constitute the metal alloys that are present in various dental instruments, prosthetic parts and in implants (Anusavice, 2013).

In 1774, Duchâteau used porcelain for the first time in dentistry, making a complete denture for himself (de Oliveira Bauer *et al.*, 2004; Anusavice). Favorable

aesthetics and biocompatibility are important characteristics of porcelain and favored its dental application (Marklund *et al.*, 2003; de Oliveira Bauer *et al.*). However, these materials are highly friable, which does not allow use when subjected to great mechanical stress, as the risk of fracture is imminent (Akagi *et al.*, 1992; Chain, 2013). In 1960, the favorable characteristics of porcelain were taken advantage of in view of the development of metal alloys, which led to the use of metal-ceramic restorations, which have

¹ Department of Dental Materials and Prosthodontics, São Paulo State University (Unesp), Institute of Science and Technology, São José dos Campos - SP, Brazil.

² Department of Dental Materials and Prosthodontics, São Paulo University (USP), College of Dentistry, Ribeirão Preto - SP, Brazil.

³ Department of Implantology of Prosthodontics, College of Dentistry CECAP, Juazeiro do Norte - CE, Brazil.

⁴ Department of Dentistry and Oral and Maxillo facial Surgery, Universidade Federal de Juiz de Fora UFJF, Governador Valadares - MG, Brazil.

Received: 2021-01-14 Accepted: 2021-03-17

Fonte: Elaborada pelo autor.

Biomechanical Behavior Evaluation of a Mandibular Full-Arch Implant-Supported Prosthesis on ZrO₂ and TiO₂ Monotype Dental Implants

Evaluación del Comportamiento Biomecánico de una Prótesis Implante Soportada de Arcada Completa Mandibular sobre Implantes Dentales Monotipos de ZrO₂ y TiO₂

Jefferson David Melo de Matos^{1,2}; Nathália de Carvalho Ramos^{1,6}; Daher Antonio Queiroz³; Mário Alexandre Coelho Sinhoreti⁴; Adriano Baldotto Barbosa⁵; Marco Antonio Bottino¹; Alexandre Luiz Souto Borges¹ & Guilherme da Rocha Scalzer Lopes¹

MATOS, J. D. M.; RAMOS, N. C.; QUEIROZ, D. A.; SINHORETI, M. A. C.; BARBOSA, A. B.; BOTTINO, M. A.; BORGES, A. L. S.; LOPES, G. R. S. Biomechanical behavior evaluation of a mandibular full-arch implant-supported prosthesis on ZrO₂ and TiO₂ monotype dental implants. *Int. J. Odontostomat.*, 17(2):174-185, 2023.

ABSTRACT: This in silico study aimed to evaluate the biomechanical behavior of a full-arch implant-supported prosthesis on titanium and zirconia monotype implants. A 3D mandible containing 1.0 mm thick cortical and cancellous bone was modeled. Four dental implants (3.3 x 10 mm) were inserted into the jaw model in each model. The implants consisted of Titanium (Ti-S group) and Zirconia Monotype/one-piece (Zr-S group). Fixed full-arch implant-supported prostheses were cemented onto the implant. The models were exported to the analysis software and divided into meshes composed of nodes and tetrahedral elements. All materials were considered isotropic, elastic, and homogeneous. Therefore, all contacts were considered bonded, the mandible model was fixed in all directions, applying a static structural axial load of 300 N on the bottom of the fossa of the left molar teeth. Microstrain and von-Mises stress (MPa) were adopted as failure criteria. Comparable stress and strain values were shown in the peri-implant bone for both groups. However, the Ti-S group presented a lower stress value (1,155.8 MPa) than the Zr-S group (1,334.2 MPa). Regarding bone tissues, the Ti-S group presented 612 µε and the Zr-S group presented 254 µε. The highest strain peak was observed in bone tissues around the implant closer to the load for both groups. Evaluating monotype zirconia and titanium implants, it is suggested that the greater the rigidity of the implant, the greater the concentration of internal stresses and the less dissipation to the surrounding tissues. Therefore, monotype ceramic implants composed of yttrium-stabilized tetragonal polycrystalline zirconia may be a viable alternative to titanium implants for full-arch prostheses.

KEY WORDS: dental implants, dental materials, finite element analysis.

INTRODUCTION

Oral rehabilitation is used for previously edentulous elderly patients via conventional complete dentures. However, with advances in implantology, new treatment options have become available, including fixed prostheses supported and retained by implants (Hermann *et al.*, 2001; Andreiotelli *et al.*, 2009).

In this sense, patients can be rehabilitated using prostheses supported by implants, even in cases of atrophied maxillary with high bone resorption, since different technique is adopted and implant geometry improve its stability (Andreiotelli *et al.*, 2009; Sen & Us, 2019). Taking advantage of the remaining

¹ Department of Dental Materials and Prosthodontics, São Paulo State University (Unesp), Institute of Science and Technology, São José dos Campos, São Paulo, Brazil.

² Department of Restorative Dental Sciences, Center for Dental Biomaterials, University of Florida (UF Health), Gainesville, Florida, USA.

³ Department of Restorative Dentistry & Prosthodontics, The University of Texas Health Science Center at Houston (UTHealth) School of Dentistry, Houston, Texas, USA.

⁴ Department of Restorative Dentistry, Dental Materials Division, Piracicaba Dental School (FOP-UNICAMP), Piracicaba, São Paulo, Brazil.

⁵ Midwest Dental Arts Inc., Palm Bay, FL 32909, USA.

⁶ Department of Dentistry, Universidade São Francisco (USF), Bragança Paulista, São Paulo, Brazil.