

**UNIVERSIDADE DE PASSO FUNDO**

**Ulysses Lenz**

**AVALIAÇÃO DE DANO E AFROUXAMENTO  
POR FADIGA DE PILARES SOBRE  
IMPLANTES DE DIÂMETRO REDUZIDO**

Passo Fundo

2023

**Ulysses Lenz**

**AVALIAÇÃO DE DANO E AFROUXAMENTO  
POR FADIGA DE PILARES SOBRE  
IMPLANTES DE DIÂMETRO REDUZIDO**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Odontologia da Faculdade de Odontologia da UPF, para obtenção do título de Mestre em Odontologia – Área de Concentração em Clínica Odontológica, sob orientação do prof. Dr. Alvaro Della Bona e coorientação do prof. Dr. Jason Allan Griggs.

Passo Fundo

2023

Folha reservada para  
Ata de aprovação da Banca Examinadora

Observação:

Mantenha esta página no seu arquivo, imprimindo-a.  
Após, faça a substituição pela Ata de aprovação fornecida pela  
Secretaria para manter a correta numeração do seu trabalho.

Folha reservada para  
Ficha catalográfica

Observação:

Mantenha esta página no seu arquivo, imprimindo-a.  
Após, faça a substituição pela Ficha Catalográfica fornecida pela  
Secretaria para manter a correta numeração do seu trabalho.

## **BIOGRAFIA DO AUTOR**

Ulysses Lenz, nascido na cidade de Roque Gonzales, no estado do Rio Grande do Sul, Brasil. É formado em Odontologia pela Universidade de Passo Fundo (ATO 2020/02). Durante a graduação participou ativamente de grupos de pesquisa através de Iniciação Científica (2016/02 até 2020/02), além ter participado do Diretório Acadêmico Rubens Maciel, nos anos de 2017 e 2019 sendo a última gestão como Presidente da Semana Acadêmica Odontológica (35ª SAO). Em 2021, recebeu o *University Student Award*, prêmio da Academia de Materiais Dentários (ADM) recomendado pelo representante da ADM na Instituição, Dr. Alvaro Della Bona, ao graduando de destaque na área de materiais dentários na UPF.

Possui aperfeiçoamento em Reabilitação Oral pela Elosul-PF (2022). É especialista em Implantodontia pela Elosul-PF, com monografia intitulada “Respostas peri-implantares de cicatrizadores customizáveis em implantes imediatos: uma revisão sistemática da literatura”.

Atualmente está trabalhando em consultório particular em Roque Gonzales-RS.

## **OFERECIMENTOS E AGRADECIMENTOS**

Nenhuma conquista é alcançada sozinha. Sou muito grato a todas as pessoas que direta ou indiretamente contribuíram para alcançar o título de Mestre em Clínica Odontológica, em especial:

Aos meus pais e irmão que sempre estiveram ao meu lado dando todo o suporte, apoio e amor;

À minha companheira Bruna Tapparo Meirelles que esteve incondicionalmente disposta a crescer, apoiar e ser feliz ao meu lado. Não tenho dúvidas que essa trajetória seria falha não fosse o companheirismo que desenvolvemos juntos;

Ao meu orientador, Prof. Álvaro Della Bona que se tornou um segundo pai durante essa trajetória que ultrapassam 7 anos. Um ser humano ímpar que sempre preza pela excelência.

Aos professores Jason Griggs, Carlos Estrela, Mike Bueno e Olavo Lyra, que contribuíram significativamente para a realização do presente trabalho.

Ao Programa de Pós-Graduação da Universidade (PPG) de Passo Fundo que oportunizou essa caminhada e esteve sempre de portas abertas para seus alunos (inclusive nos finais de semana); Ao PPG de engenharias que realizaram a fabricação do suporte de amostras;

À empresa Neodent, pelo fornecimento dos materiais para realização da pesquisa.

À Clínica Radiológica CORDI, de Erechim-RS, através do Radiologista Leonardo Favretto e Juliane Zaffari Grechi que permitiram realizar os exames de imagens do presente estudo;

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior  
(Capes – 88887.608844/2021-00) pelo auxílio financeiro para  
desenvolvimento do curso e trabalho.

## SUMÁRIO

BIOGRAFIA DO AUTOR .....	5
OFERECIMENTOS E AGRADECIMENTOS .....	6
SUMÁRIO .....	8
LISTA DE TABELAS .....	9
LISTA DE FIGURAS .....	10
LISTA DE ABREVIATURAS .....	12
1. INTRODUÇÃO .....	16
2. REVISÃO DE LITERATURA .....	18
2.1 Implantes de diâmetro reduzido .....	18
2.2 Pilares sobre implantes .....	20
2.3 Fadiga - método <i>Boundary</i> .....	23
2.4 Metodologias de mensuração do afrouxamento .....	25
2.5 Tomografia Computadorizada Cone Beam (TCCB) .....	26
3. PROPOSIÇÃO .....	29
4. MATERIAIS E MÉTODOS .....	30
4.1 Fabricação dos corpos de prova (CP) .....	32
4.2 Instalação dos pilares .....	33
4.3 Teste de fadiga .....	35
4.4 Mensuração do afrouxamento por tomografia computadorizada de <i>cone beam</i> (TCCB) .....	40
4.5 Mensuração do afrouxamento por torquímetro digital .....	43
5. RESULTADOS E DISCUSSÕES .....	44
6. CONCLUSÕES .....	59
CONSIDERAÇÕES FINAIS .....	60
7. REFERÊNCIAS .....	61
ARTIGO A SER SUBMETIDO .....	72

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Valores de torque inicial ( $T_i$ , em N) e de remoção após fadiga (TR, em N), alteração percentual do torque e mensurações iniciais e finais usando TCFC (em mm) obtidas na primeira etapa de fadiga dos pilares sólidos. ....	45
Tabela 2. Valores de torque inicial ( $T_i$ , em N) e de remoção após fadiga (TR, em N), alteração percentual do torque e mensurações iniciais e finais usando TCFC (em mm) obtidas na primeira etapa de fadiga dos pilares com parafuso passante.....	46
Tabela 3. Valores de torque inicial ( $T_i$ , em N) e de remoção após fadiga (TR, em N), alteração percentual do torque e mensurações iniciais e finais usando TCFC (em mm) obtidas na segunda etapa de fadiga dos pilares sólidos. ....	47
Tabela 4. Valores de torque inicial ( $T_i$ , em N) e de remoção após fadiga (TR, em N), alteração percentual do torque e mensurações iniciais e finais usando TCFC (em mm) obtidas na segunda etapa de fadiga dos pilares com parafuso passante.....	48
Tabela 5. Valores de torque inicial ( $T_i$ , em N) e de remoção após fadiga (TR, em N), alteração percentual do torque e mensurações iniciais e finais usando TCFC (em mm) obtidas na terceira etapa de fadiga dos pilares sólidos. ....	49
Tabela 6. Valores de torque inicial ( $T_i$ , em N) e de remoção após fadiga (TR, em N), alteração percentual do torque e mensurações iniciais e finais usando TCFC (em mm) obtidas na terceira etapa de fadiga dos pilares com parafuso passante.....	50
Tabela 7. Valores de Weibull ( $\beta$ ) e expoente da lei de potência inversa (n) e seus respectivos 95%IC para cada tipo de pilar avaliado. ....	52

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Fluxograma do estudo.....	31
Figura 2. Pilar sólido.....	31
Figura 3. Pilar com parafuso passante.....	31
Figura 4. Projeto esquemático do suporte de amostras com estrutura em camadas para simular o osso mandibular. A camada externa é feita de material composto por G10 e a camada interna é cavitada e é preenchida com acrílico autopolimerizável.....	33
Figura 5. Torquímetro digital utilizado e posicionamento do corpo de prova em delineador para manejo do torque nos pilares de forma paralela e padronizada. ....	34
Figura 6. Amostra aleatória do grupo PS1 (esquerda) e amostra com protetor de metal fundido posicionado sobre o pilar (direita). ....	35
Figura 7. Desenho esquemático (adaptado da norma ISO 14801) e imagem da configuração do teste de fadiga realizado. 1- Aplicador da carga; 2- nível ósseo simulado; 3- abutment; 4- coroa em metal com ângulo de 30° considerando o eixo de inserção do implante (D-E); 5- corpo do implante; 6- base de suporte do implante; 7- aplicação da força (F).....	37
Figura 8. Gráfico torque (N.cm) x tempo (s) obtido pelo software SW-U801 durante a mensuração de um CP aleatório do grupo PS1. ....	38
Figura 9. Carga aplicada em função do afrouxamento de pilares com parafuso passante (PP) durante as etapas de ciclagem. ....	39
Figura 10. Carga aplicada em função do afrouxamento de pilares sólidos (PS) durante as etapas de ciclagem. ....	39
Figura 11. Visualização multiplanar com filtro (algoritmo) BAR 2. Renderização tridimensional representado na região superior esquerda. ....	42
Figura 12. Definição dos pontos “teto” e “base” para medida milesimal entre os dois pontos, com referência nas imagens 2D e 3D... 43	43
Figura 13. Gráfico (boxplot) dos valores de mediana (linha) e média (marcador X) da alteração do torque (%) dos pilares em cada etapa de fadiga .....	51
Figura 14. Degradação do torque em função dos ciclos (tempo) para os espécimes do grupo PS. A linha pontilhada marca a falha definida em 20% do Ti, ou seja, 25.6 N.cm.....	52

Figura 15. Degradação do torque em função dos ciclos (tempo) para os espécimes do grupo PP. A linha pontilhada marca a falha definida em 20% do $T_i$ , ou seja, 12 N.cm.....	53
Figura 16. Probabilidade de falha de Weibull para os espécimes testados. ....	54

## LISTA DE ABREVIATURAS

- 1PA: *One-piece abutment* (pilar de peça única)
- 2PA: *Two-piece abutment* (pilar em duas peças)
- ASTM: *American Society for Testing Materials*
- BAR: *Blooming artefact reduction*
- CM: cone morse
- DICOM: *Digital imaging and communications in medicine*
- G10: Resina epóxi reforçada por fibra de vidro
- GPa: Gigapascal
- Hz: Hertz
- ISO: *International Organization for Standardization*
- MEV: Microscopia eletrônica de varredura
- MPR: *Multiplanar reconstruction* (reconstrução multiplanar)
- N: Newtons
- PDFSI: Prótese dentária fixa suportada por implante
- PDFSI: Prótese dentária fixa suportada por implante
- PP: Pilar com parafuso passante
- PS: Pilar universal sólido
- TCFC: Tomografia computadorizada de feixe cônico
- Ti: Torque inicial
- TR: Torque de remoção após fadiga

## RESUMO

O estudo avaliou o dano e afrouxamento de pilares sobre implantes de diâmetro reduzido submetidos à fadiga experimental. Sessenta (N=60) implantes *cone morse* foram aleatoriamente divididos em 3 fases de fadiga (n=20). Cada etapa tinha 2 tipos de pilares: Pilar Sólido (PS) e Pilar com parafuso passante (PP). Os implantes foram instalados em um suporte de amostras personalizado e os pilares receberam o torque inicial com torquímetro digital assistido por software. Imagens de tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) foram adquiridas e ajustadas com algoritmos (filtros) para mensuração do deslocamento dos pilares. O método de fadiga boundary foi adaptado usando 2x10<sup>6</sup> ciclos, frequência de 2Hz, carga constante e dependente do dano dos pilares nas fases da fadiga. A presença de dano estrutural foi avaliada de forma descritiva utilizando TCFC e os valores de torque de remoção foram analisados estatisticamente para estimar a probabilidade de falha com software ALT PRO 9. Todos os PP afrouxaram consideravelmente sob fadiga, com dobramento estrutural visível em 14 espécimes durante as fases de fadiga. Os PS não afrouxaram após a 1ª fase, e quatro pilares afrouxaram na 2ª e na 3ª fase de fadiga. Uma fratura catastrófica foi observada na 3ª fase dos PS. Os PS resultaram em maior tempo de vida previsto sob fadiga comparado aos PP. Pilares sólidos mostraram performance biomecânica mais favorável do que pilares com parafuso passante, resultando em menor dano estrutural e probabilidade de falha com tempo de vida mais longo.

**Palavras-chave:** Implantes dentários para um único dente; prótese dentária fixada por implante; fadiga.

## ABSTRACT<sup>1</sup>

**Purpose:** To evaluate structural damage and loosening of abutments placed on reduced diameter implants after cyclic fatigue. **Methods and Materials:** Sixty morse taper implants (Neodent, Brazil) received two types of abutments (SA- solid abutment, and ATS- abutment with transfixing screw) and were randomly divided into 3 fatigue phases. The implants were placed in a customized specimen supporting holder and a software-assisted digital torque wrench secured the manufacturer recommended torque for each abutment. Cone beam computed tomography (CBCT) images were acquired, before and after fatigue, and post-processed (software e-Vol DX) to assess damage and abutment displacement. The boundary fatigue method was adapted using  $2 \times 10^6$  cycles, 2 Hz of frequency and constant peak load dependent on the failure rate of previous specimens. Failure was evaluated with CBCT images and removal torque values. Data were used to estimate long-term torque degradation, probability of failure and Weibull modulus (software ALTA PRO9). **Results:** All ATS specimens became loosen independently of the applied fatigue load, and structural bending was observed in fourteen specimens during the fatigue phases. No SA loosening was observed during the first fatigue phase. Four SA specimens loosened in the second and third phases. Two structural bending and one fracture was observed during the third phase. SA had longer predicted lifetimes and slower torque degradation than ATS

---

<sup>1</sup> Fatigue damage and abutment loosening assessment in reduced diameter implants

specimens. **Conclusions:** SA had favorable biomechanical performance in comparison to ATS, resulting in less structural damage and higher long-term survival probability.

**Key words:** Dental Implants, Single-Tooth; Dental Prosthesis, Implant-Supported, Fatigue.

# 1. INTRODUÇÃO

O reestabelecimento da função mastigatória é um requisito básico da odontologia moderna, e o uso de implantes combinado com pilares de titânio é considerado padrão ouro devido a excelentes propriedades biológicas e mecânicas aliadas à boas taxas de sobrevivência (GRIGGS, 2017). O pilar utilizado na conexão de prótese dentária fixa suportada por implante (PDFSI) está sujeito à distribuição das tensões perante os esforços mastigatórios, gerando situações desafiadoras como instabilidade protética, fraturas de parafusos retentores de próteses unitárias e múltiplas e até mesmo de implantes, comprometendo, sobretudo, a longevidade da reabilitação. Os fatores que potencializam a ocorrência dessas situações envolvem o torque inadequado do pilar ou a perda de torque, próteses sem adaptação e passividade, sobrecarga oclusal, desenho inadequado dos parafusos retentores, presença de *cantilevers* e diferenças significantes no tipo de osso receptor (KOURTIS *et al.*, 2017; HUANG & WANG, 2019).

A existência de múltiplos desenhos e macrogeometrias de pilares sobre implantes possibilita ao clínico amplas opções para cada caso separadamente. Tratando-se de próteses unitárias cimentadas, a variação desses pilares se restringe ao diâmetro e altura da área cimentável, à angulação do pilar e à presença de um parafuso passante (VOLKMANN *et al.*, 2022). A comparação entre pilares de duas peças (com parafuso passante) e pilares de peça

única tem despertado interesse na comunidade científica por conta do desconhecimento do comportamento clínico de cada um.

A presença de um parafuso passante no sistema de prótese sobre implante é amplamente discutida entre os clínicos, sobretudo por conta da criação de interfaces nesse sistema, da espessura e torque inicial do parafuso. Entretanto, a influência da composição da liga de titânio na resistência mecânica dos biomateriais gera dúvidas na capacidade dos pilares sobre implantes, visto que a ciência desse material está em constante desenvolvimento (ÇEHRELI *et al.*, 2004; RICCIARDI COPPEDÊ *et al.*, 2009; PINTINHA *et al.*, 2013; GULJÉ *et al.*, 2021)

O afrouxamento de parafusos e/ou pilares é um problema rotineiro na clínica odontológica e o retorque promove um desgaste nas roscas que desfavorece a longevidade do tratamento (BARBOSA *et al.*, 2011; OLANDER *et al.*, 2022). A escolha cuidadosa do pilar para cada situação pode diminuir a ocorrência desse problema, ou auxiliar na tomada de decisão do profissional. Dessa forma, o presente estudo tem por objetivo realizar uma análise de dano e afrouxamento de diferentes pilares quando submetidos à fadiga cíclica, visando avaliar o afrouxamento através de duas metodologias: uma convencional, por torquímetro digital e outra inovadora, por meio de tomografias computadorizadas de feixe cônico, testando a hipótese de que o pilar com parafuso passante resulta em maior dano estrutural e afrouxamento após fadiga.

## 2. REVISÃO DE LITERATURA

### 2.1 Implantes de diâmetro reduzido

Os tratamentos dentários reabilitadores utilizando implantes são considerados de alto custo para o paciente. Assim, vários pré-requisitos associados a biocompatibilidade e a durabilidade mecânica precisam ser avaliados antes da aplicação clínica (SCHNITMAN *et al.*, 1997). Dentre as propriedades mecânicas, a resistência à deformação ou fratura, ou seja, a capacidade de suportar carga, é considerada uma das características mais importantes para os componentes do implante. Testes de fratura são comumente aplicados para determinar a resistência dos pilares, mas, na verdade, eles não simulam a função mastigatória, uma vez que certos fatores como o serviço ao longo do tempo e o ambiente oral são negligenciados em tais testes. Idealmente, o teste *in vitro* deve simular a situação clínica tão próximo quanto possível para que tenha maior relevância clínica (DELLA BONA, 2009; ALQAHTANI & FLINTON, 2014). Os testes de fadiga, onde componentes do implante são expostos a carga cíclica tendem a produzir resultados mais adequados para simular o serviço clínico (DITTMER, MARC PHILIPP *et al.*, 2012).

Uma revisão sistemática criteriosa sobre implantes dentários (GRIGGS, 2017) concluiu que implantes de diâmetro reduzido ( $\leq 3,75$  mm) têm maior probabilidade de falha e que as taxas reais de falha dos implantes dentários são, provavelmente, maiores do que as taxas reportadas na literatura. O reestabelecimento da função mastigatória é

um requisito básico da odontologia moderna, sendo favorecido pela reabilitação oral com implantes osseointegrados associados à componentes protéticos, que servem de intermediário para a retenção da futura prótese dentária fixa. Contudo, atualmente, existe um grande número de sistemas de implantes com diferentes componentes, cuja funcionalidade e longevidade precisam ser avaliadas e compreendidas para auxiliar no aumento do sucesso clínico.

Os fatores que podem determinar a perda e/ou afrouxamento prematuro de parafusos retentores de pilares são: torque inadequado, perda de torque com o tempo, próteses sem adaptação e passividade, sobrecarga oclusal, desenho inadequado dos parafusos retentores, presença de *cantilevers* e diferenças significantes no tipo de osso receptor (KOURTIS *et al.*, 2017; HUANG & WANG, 2019). Nesse sentido, um estudo clínico (LONDHE *et al.*, 2020) considerou o afrouxamento de parafusos retentores em pilares para próteses cimentadas como uma complicação mecânica significativa. Os fatores ponderados como relevantes foram forças não-axiais (34%) e aumento do tamanho da mesa oclusal da prótese (15%). A interface de conexão entre o implante e o pilar protético é desafiadora, sendo responsável por restringir à penetração bacteriana e manter a estabilidade da conexão frente aos malefícios inerentes das cargas mastigatórias. Ainda, os sistemas cônicos de conexão implante-pilar parecem mais resistentes à movimentação do pilar e ao aumento do *microgap* sob carga, enquanto os sistemas de conexão hexagonal interno e externo parecem inferiores nessas situações (SCHMITT *et al.*, 2014).

A passividade das próteses sobre pilares influencia fortemente na manutenção do torque. Um estudo observou que várias técnicas de

apertamento dos parafusos de retenção falharam após a fadiga em próteses sem adaptação (FARINA *et al.*, 2014). Esse fato também foi observado em um estudo que simulou um desajuste unilateral em parafusos, onde todos os grupos obtiveram perda significativa de torque (STUKER *et al.*, 2008)

## **2.2 Pilares sobre implantes**

Um estudo quantificou a carga mastigatória de pacientes com oclusão Classe I de Angle, dentição natural completa, ausência de próteses fixas ou restaurações largas e sem disfunções temporomandibulares, reportando que a carga máxima aplicada na região anterior durante a mastigação varia entre 150 e 300 N (SERRA & MANNIS, 2013). Estimar a capacidade de suporte de carga de materiais e estruturas é uma informação clinicamente importante, pois o conhecimento da resistência dos componentes de próteses sobre implantes auxilia o cirurgião dentista na escolha correta dos materiais e componentes. Assim, as condições clínicas podem ser simuladas em estudos laboratoriais usando testes de fadiga acelerada, considerados métodos confiáveis no desenvolvimento de informação sobre eficiência, longevidade e confiabilidade de abutments (pilares) utilizados em implantes (PJETURSSON *et al.*, 2018). Um estudo observou que a resistência à fratura de pilares de titânio não é afetada pelo design da conexão (cônico interno, tri-channel interno e hexágono externo) (SEN & US, 2019). Uma revisão sistemática (CORAY *et al.*, 2016) observou que conexões internas parecem demonstrar resistência a fratura maior após fadiga cíclica comparados aos com conexões externas.

Próteses cimentadas são comumente utilizadas, pois permitem certa tolerância em relação ao eixo de inserção e posição do implante e é uma técnica conhecida para a maioria dos profissionais (JUNG *et al.*, 2008). Entretanto, há incertezas em relação ao comportamento mecânico e longevidade de pilares universais sólidos e pilares universais com parafuso passante, componentes habitualmente utilizados sobre implantes.

Existem algumas conexões internas pilar-implante que são comumente utilizadas para fixação do pilar ao implante. No presente estudo, foram utilizados dois tipos: pilar protético com parafuso passante (PP), também conhecido por *abutment* com parafuso passante de duas peças; e pilar protético sólido (PS), também conhecido por *abutment* sólido de peça única. Um estudo (JENG *et al.*, 2017) relatou que um torque maior no *abutment* resulta em aumento da resistência à fratura do PS. Ainda, foi relatado que o PS é considerado uma estrutura mais estável por ter menor micromovimentação entre o pilar e o implante. Considerando o PP, esse mesmo estudo sugeriu o conjunto como instável para fixação do pilar ao implante por não apresentar torque suficiente, justamente por apresentar resistência à fratura estável quando aplicado diferentes valores de torque no parafuso. Dependendo do sistema específico usado, um pilar cônico interno pode incluir um mecanismo de conexão com roscas usinadas diretamente no próprio corpo do pilar (PS), ou pode ser fixado ao implante por um parafuso separado (PP) (GERAMY & MORGANO, 2004; DITTMER, MARC PHILIPP *et al.*, 2012; PJETURSSON *et al.*, 2018). O uso de pilares cônicos com um parafuso separado no sistema de implante/pilar SynOcta Straumann baseia-se no fato de que o implante tem entalhes de

posicionamento em seu cone interno para permitir a indexação do pilar e facilitar a moldagem. No entanto, independentemente do tipo de pilar utilizado (sólido ou SynOcta), ambos se mostraram altamente resistentes à fadiga e podem funcionar durante anos sem qualquer complicação mecânica (ÇEHRELI *et al.*, 2004). A preferência por um tipo de pilar em relação a outro (1 peça ou 2 peças) vai depender de vários fatores, como procedimentos clínicos e laboratoriais e a localização do implante (área estética ou não) (PINTINHA *et al.*, 2013).

A instalação e torque do pilar sólido é realizada uma única vez, enquanto o pilar com parafuso passante pode ser instalado e removido para adequação direta do material restaurador. Isso implica na utilização de um indexador no pilar com parafuso passante, para que a possibilidade de posicionamento do pilar com o material restaurador seja precisa e reproduzida igualmente no trabalho protético. Esse fluxo de trabalho direto pode ser uma vantagem para a adaptação da cerâmica e remoção do excesso de cimento, mas é preciso ser cuidadoso quanto ao torque excessivo e destorque do pilar, ao passo que uma perda da manutenção do torque é observado quando realizado repetidamente (BUTKEVICA *et al.*, 2018).

Em uma revisão sistemática (CORAY *et al.*, 2016) com objetivo de comparar diferentes pilares de implantes antes e depois de carregamento cíclico, os autores concluíram que a melhor resistência mecânica é observada em componentes protéticos com conexão interna, quando comparado aos com conexão externa. Ainda, considerando a relevância clínica dos estudos analisados na revisão, os autores esclareceram ser vital a informação da durabilidade do material para compreensão de sua longevidade em função mastigatória, sendo também

interessante considerar fatores como a região da boca a ser reabilitada, as expectativas estéticas e o paciente como um todo.

Naturalmente, o tipo de pilar utilizado em PDFSI está sujeito à carga mastigatória, o que possibilita a origem de situações como instabilidade protética, fraturas de parafusos retentores de próteses unitárias e múltiplas e até mesmo fraturas de implantes, prejudicando as interfaces implante-pilar-prótese (GERAMY & MORGANO, 2004). Relatos de falha de prótese estão diretamente relacionados a fadiga do material como resultado de cargas cíclicas de baixa intensidade e crescimento lento de fissuras, podendo causar problemas clínicos indesejados, o que diminui a longevidade da reabilitação. Estudos (SAILER *et al.*, 2009; ROSENTRITT *et al.*, 2014; GINER *et al.*, 2021) confirmam que a principal falha sob fadiga em próteses parafusadas é o afrouxamento ou ruptura de parafusos retentores. Entretanto, em uma situação clínica é preferível que o sistema implante-prótese tenha uma falha reparável que permita um fácil reposicionamento do abutment. Esse conceito foi demonstrado com sucesso em sistemas de duas peças de titânio, onde o parafuso retentor fraturou ou afrouxou antes de causar algum dano ao implante osseointegrado ou até mesmo ao pilar protético (ROSENTRITT *et al.*, 2014). É importante considerar, também, que o afrouxamento de parafusos retentores pode levar ao aumento de *microgaps* entre o pilar e o implante, o que ocasiona um aumento de crescimento bacteriano na região, além da possibilidade de fratura ou dano, diminuindo a longevidade da reabilitação (GOODACRE *et al.*, 1999).

### **2.3 Fadiga - método *Boundary***

A variabilidade de alguns parâmetros como número de ciclos de fadiga (25.000-5.000.000), frequência (2-15 Hz), angulação (30° ou 45°) e quantidade da carga (10-1995 N) aplicada, tipo e material de pistão aplicador da carga, nível ósseo simulado, *design* dos pilares, e condições de envelhecimento hidrotérmico, podem influenciar os resultados do teste de fadiga (TRUNINGER *et al.*, 2012; YILMAZ *et al.*, 2015; GEHRKE *et al.*, 2016; EKfelDT *et al.*, 2017; PJETURSSON *et al.*, 2018). A quantidade de ciclos para o teste experimental de fadiga pode interferir no afrouxamento de um sistema de pilar sobre implantes, visto que um número baixo de ciclos pode não causar afrouxamento no sistema (COPPEDÊ *et al.*, 2009). Em relação à carga aplicada na fadiga, a variabilidade compreende a região mastigatória simulada (anterior ou posterior) e a presença de pântico e/ou cantiléver (CORAY *et al.*, 2016; SERRA E MANS, 2013).

Um estudo (OTTONI *et al.*, 2018) reportou que tanto o método de *Boundary* quanto o método *Staircase* para testes de fadiga em cerâmicas são baseados em falha ou sobrevivência de corpos de prova (CP) por tempos de vida predefinidos. O método de *Boundary* (MAENNIG, 1975) requer menor número de CP e é menos demorado, pois é possível testar um grupo de CP com o mesmo protocolo de estresse. Ainda, foi possível concluir que ambos os métodos mostraram precisão similar para prever a probabilidade de falha de cerâmicas vítreas. Por fim, o estudo concluiu também que quando a previsão da probabilidade de falha é baixa, o método de *Boundary* é mais eficaz, sendo essa informação vital para a escolha do método para testes em implantes, visto que a probabilidade de falha de um sistema de prótese

sobre implantes é baixa quando comparada a estruturas de cerâmicas vítreas.

Considerando as razões mencionadas acima, vários estudos (LODI *et al.*, 2018; OTTONI *et al.*, 2018; VICARI *et al.*, 2019; WEBER *et al.*, 2021) consideram o método de fadiga acelerada de *Boundary* como um teste mecânico otimizado, em especial nos casos onde a falha ocorre por fadiga visível. A otimização do teste de fadiga em implantodontia seria interessante visto que o custo de implantes dentários é alto. Assim, estudos que resultem em falha de componentes e/ou implantes, geralmente definida pelo afrouxamento, o método de *Boundary* é uma opção interessante.

Na tentativa de simular o ambiente oral, os testes de fadiga em implantes têm sido realizados em água destilada a 37°C e com carga aplicada à uma frequência de 2 Hz, que é semelhante à frequência mastigatória (DUAN & GRIGGS, 2018).

#### **2.4 Metodologias de mensuração do afrouxamento**

O estado da arte das estratégias para avaliar o afrouxamento de pilares sobre implantes compõe uma variabilidade sem definição de um *gold standard*. Os instrumentos de mensuração de torque são torquímetros de configuração analógica e digital e podem estar associados a *softwares* de aquisição de dados ou transdutores de sinal em situações específicas (ALBAYRAK *et al.*, 2017; CATAPANO *et al.*, 2021). A calibração e o número de operadores podem resultar em viés de pesquisa se não forem padronizados. A utilização de softwares para definição do momento exato do afrouxamento pode ser um fator

importante para mensurar esse desfecho com maior precisão (DE MOURA *et al.*, 2017).

Após a mensuração, os dados podem ser representados como média ou porcentagem, dependendo dos parâmetros e se o sistema implante-pilar sofreu ciclagem mecânica. Os valores de torque de remoção podem seguir fórmulas para cálculo da perda de torque inicial: *Initial Preload Loss(%) = (initial torque - preload removal torque / initial torque) x 100*. E finalmente, a porcentagem da perda de torque após a realização de ciclagem mecânica: *Torque loss (%) after cyclic loading = (retorque - postload removal torque / retorque) x 100* (GOMES *et al.*, 2014).

A grande maioria dos estudos realizam o torque de remoção com auxílio de um torquímetro digital em pilares de duas peças (ABOU-OBAID *et al.*, 2016; ARSHAD *et al.*, 2017; ATTIAH *et al.*, 2020). A perda de torque comparando pilares de uma peça com pilares de duas peças também tem sido investigado com frequência utilizando o torquímetro digital como método de mensuração do afrouxamento (WEISS *et al.*, 2000; RICCIARDI COPPEDÊ *et al.*, 2009; RODRIGUES NETO *et al.*, 2014; BUTKEVICA *et al.*, 2018).

## **2.5 Tomografia Computadorizada de feixe cônico (TCFC)**

A visualização de imagens depende muito da capacidade do software de pós-processar o conjunto de dados adequadamente, e o uso de ferramentas predeterminadas para avaliação quantitativa (ex. mensurações) e qualitativa (ex. filtros de imagem) fornecem informações clinicamente úteis para diagnósticos, planejamento e follow-up (BUENO *et al.*, 2018). Uma técnica de reconstrução por renderização

cinematográfica que gera imagens 3D fotorrealistas vem sendo estudada por um grupo de pesquisadores e é considerada promissora, com bom potencial para aplicação clínica prática, pesquisa e ensino (ESTRELA *et al.*, 2020; BUENO *et al.*, 2021). A necessidade de imagens de alta resolução, visualização de estruturas anatômicas complexas, identificação precisa de lesões ocultas (possivelmente não detectadas) e redução de artefatos levaram a empresa CDT (Bauru, SP, Brasil) para desenvolvimento do software e-Vol DX. Uma característica particular deste software usando em TCFC é a capacidade de importar, trabalhar com arquivos DICOM e padronizar ajustes de imagem para analisar volumes de diferentes equipamentos (BUENO *et al.*, 2018).

Estruturas dentais sólidas e metálicas, compostas por materiais de alta densidade, são responsáveis por artefatos que afetam o contraste da imagem e se torna um fator de difícil interpretação que muda a qualidade e reduz a precisão da análise por TCFC. O algoritmo do software e-Vol DX (BUENO *et al.*, 2018) foi desenvolvido para reduzir a ocorrência de artefatos contrastantes produzidos por materiais de alta densidade, como pinos intracanal de metal e/ou ouro e tem se mostrado eficaz nesse sentido. Um ou mais filtros de imagem podem ser utilizados no software sem alterar as características fundamentais e dimensão das estruturas avaliadas (ESTRELA *et al.*, 2020). Em resumo, a criação de filtro(s) no software e-Vol DX para medição, com gestão apropriada, permite aplicações mais eficazes quando se deseja obter diâmetros de estruturas anatômicas (BUENO *et al.*, 2019).

A aplicação deste novo software é um avanço importante, pois importa arquivos DICOM de diferentes fabricantes de TC e usa vários filtros que podem melhorar a previsibilidade de um diagnóstico preciso

e, conseqüentemente, de uma melhor tomada de decisão clínica. A resolução da imagem favorece a interpretação racional do operador e otimiza os dados presentes nos arquivos DICOM, independentemente do fabricante e design de hardware (BUENO *et al.*, 2018).

### 3. PROPOSIÇÃO

O estudo propõe avaliar o afrouxamento e dano estrutural causado por fadiga cíclica em pilares sobre implantes de diâmetro reduzido, avaliando os seguintes tópicos:

- Os danos estruturais dos pilares após fadiga;
- A metodologia de fadiga *boundary* para um sistema de componente sobre implantes de diâmetro reduzido;
- A metodologia de Tomografia Computadorizada de feixe cônico utilizando o algoritmo do software e-Vol DX associado a renderização em 3D para mensurar o afrouxamento de diferentes pilares em implantes de diâmetro reduzido.
- O afrouxamento dos pilares utilizando torquímetro digital assistido por software de obtenção de dados.
- A influência de um parafuso passante no sistema pilar-implante.

Esse estudo testou a hipótese de que o pilar com parafuso passante apresenta maior afrouxamento e dano estrutural em relação ao pilar sólido.

## 4. MATERIAIS E MÉTODOS

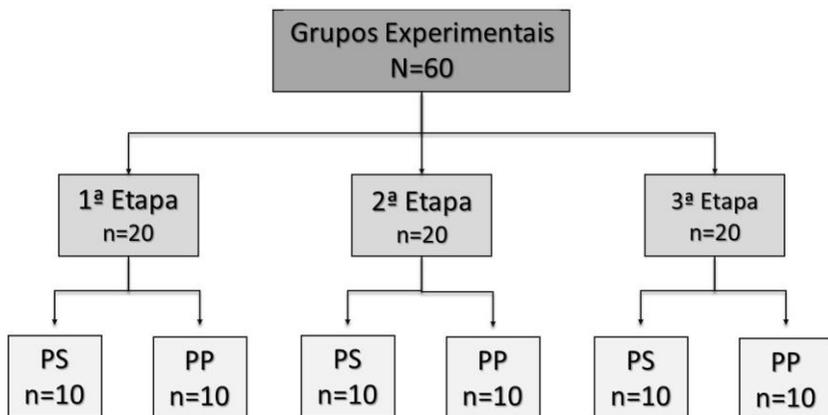
Este estudo *in vitro* foi realizado no laboratório de pesquisa do Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade de Passo Fundo (PPGOdonto-UPF).

Sessenta (N=60) implantes *cone morse* (Neodent, TITAMAX CM, Curitiba, PR, Brasil) de diâmetro reduzido (3,5 mm de diâmetro e 15 mm de comprimento) foram utilizados nesse estudo (Figura 1). Os implantes foram aleatoriamente divididos em 2 grupos de pilares protéticos de dimensões iguais (3,3 mm de diâmetro x 4 mm de altura x 1.5 mm de transmucoso; Neodent, Curitiba, PR, Brasil):

PS- Pilar Universal Sólido (Figura 2);

PP- Pilar com parafuso passante (Figura 3).

A composição dos implantes, pilares e parafuso passante corresponde a uma liga de titânio (Ti6Al4V), seguindo as normas ASTM F136. Os implantes e pilares foram numerados e divididos aleatoriamente através de um site de randomização (random.org).



**Figura 1.** Fluxograma do estudo.



**Figura 2.** Pilar sólido

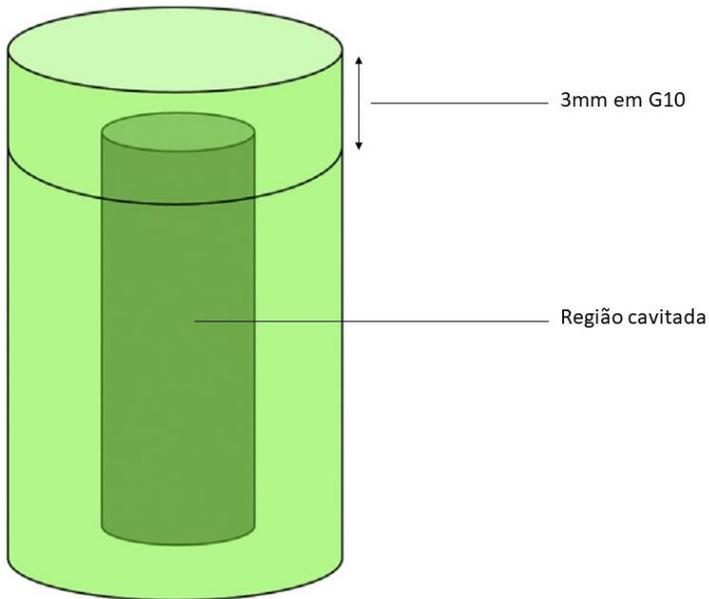


**Figura 3.** Pilar com parafuso passante

#### 4.1 Fabricação dos corpos de prova (CP)

Um bloco de suporte de amostras personalizado foi utilizado nesse estudo para simular as propriedades mecânicas e estrutura em camadas da mandíbula humana (DUAN & GRIGGS, 2018). Blocos de resina epóxi reforçada por fibra de vidro (G10- NEMA Grade G-10; Accurate Plastics, Inc) foram cortados e uma cavidade cilíndrica interna foi preparada a partir da superfície inferior de cada bloco usando um torno de controle numérico computadorizado, deixando 3 mm de espessura na parte superior do bloco, para simular osso cortical cervical, conforme o desenho esquemático da Figura 4.

A região que simula osso cortical (16 GPa) (RHO *et al.*, 1993) foi fresada utilizando o kit cirúrgico de brocas e motor para implantes (NeoSurg Pro Neodent, Curitiba, Brasil), seguindo as recomendações e instruções do fabricante para o implante selecionado. Os implantes foram instalados no suporte de amostras considerando o pior cenário de reabsorção óssea possível, estando 3 mm acima do nível ósseo cortical simulado, de acordo com a norma ISO 14801, 2007. Nessa fase, o torque mínimo de instalação foi de 20N.cm<sup>2</sup>, assegurando um contato do implante com G10. Assim que o implante foi colocado no suporte, a cavidade interna na região inferior do suporte de amostras foi totalmente preenchida com resina acrílica autopolimerizável (QuickSet Acrílico, Produtos Aliados de Alta Tecnologia), que apresenta um módulo de elasticidade inferior à 6 GPa, semelhante ao valor do osso esponjoso humano (RHO *et al.*, 1993; LEE *et al.*, 2009). Embora tenham diferentes módulos de elasticidade, deve-se notar que ambos os materiais usados para este bloco de suporte atendem ao recomendado pela norma ISO 14801:2007, que é, no mínimo, 3 GPa para o módulo de Young.



**Figura 4.** Projeto esquemático do suporte de amostras com estrutura em camadas para simular o osso mandibular. A camada externa é feita de material composto por G10 e a camada interna é cavitada e é preenchida com acrílico autopolimerizável.

#### 4.2 Instalação dos pilares

Com os implantes instalados no bloco de suporte, os pilares foram posicionados em um delineador (Bio-Art 1000N, São Paulo, Brasil) e parafusados seguindo o longo eixo do implante com auxílio de um torquímetro digital (TQ8800; Lutron, Taipei, Taiwan) assistido por software de controle de dados (SW-U801, Lutron, Taiwan) (Figura 5).

O torque e chave de instalação seguiram as recomendações do fabricante: chave  $\varnothing$  1.2, com torque de 32 N para o PS; e chave  $\varnothing$  0.9,

com torque de 15 N para o PP. Foi realizado retorque 3 vezes em intervalos de 5 minutos para assegurar o torque inicial ( $T_i$ ) de cada pilar.

O encaixe da chave dos pilares foi protegido por uma fita teflon condensada. Após, um protetor metálico de superfície arredondada foi cimentado provisoriamente (Temp-Bond NE, Kerr) sobre o pilar para receber a carga de fadiga, conforme instruções da norma ISO 14801:2007. O protetor metálico apresenta um orifício para acesso da chave correspondente de cada pilar, para que seja possível mensurar o torque de remoção após a fadiga ( $T_R$ ), sem necessitar remover o protetor (Figura 6).



**Figura 5.** Torquímetro digital utilizado e posicionamento do corpo de prova em delineador para manejo do torque nos pilares de forma paralela e padronizada.



**Figura 6.** Amostra aleatória do grupo PS1 (esquerda) e amostra com protetor de metal fundido posicionado sobre o pilar (direita).

### 4.3 Teste de fadiga

Os CPs foram submetidos à fadiga através de uma adaptação da técnica de *boundary* (MAENNIG, 1975) em uma máquina de ciclagem pneumática (Biopid, Biocycle, São Carlos, Brasil) em água destilada a 37°C. Foram realizadas 3 etapas de aplicação de carga constante com frequência de 2 Hz e  $2 \times 10^6$  ciclos. A carga foi aplicada sobre o protetor em um ângulo de 30° (Figura 7) proporcionado pela angulação do *holder*. O teste seguiu as recomendações e especificações da ISO 14801 (ISO 14801, 2007).

A carga escolhida para a primeira etapa de ciclagem foi de 80 N. Esse valor foi estabelecido com base em estudos prévios (COPPEDÊ et al., 2009; CORAY et al., 2016) para evitar a possibilidade de todas as amostras de ambos grupos falharem na primeira etapa de fadiga. Em cada etapa seguinte, a carga foi alterada seguindo a porcentagem

encontrada nas equações descritas abaixo. A carga foi reduzida se mais de 50% dos CPs falharam na etapa anterior (1). A carga foi aumentada se o número de CPs que falharam na etapa anterior for menor ou igual a 50% dos CPs avaliados (2). Ou seja:

$$\alpha = S \cdot i / n \rightarrow i > 0.5n \quad (1)$$

$$\alpha = S \cdot (1 - i / n) \rightarrow i \leq 0.5n \quad (2)$$

onde o valor de S é uma constante que equivale à 17.8 e foi definida para minimizar a chance de todos os CPs falharem nas etapas seguintes (ZHANG & GRIGGS, 2003); i corresponde ao número de espécimes que falharam no teste anterior e n é o número total de espécimes testados na etapa de fadiga (n=10). A falha foi definida como o afrouxamento dos pilares através da mensuração do TR (Figura 8) e seguiu uma margem de segurança de 20% (SATPATHY *et al.*, 2022) do  $T_i$  em cada etapa do experimento.

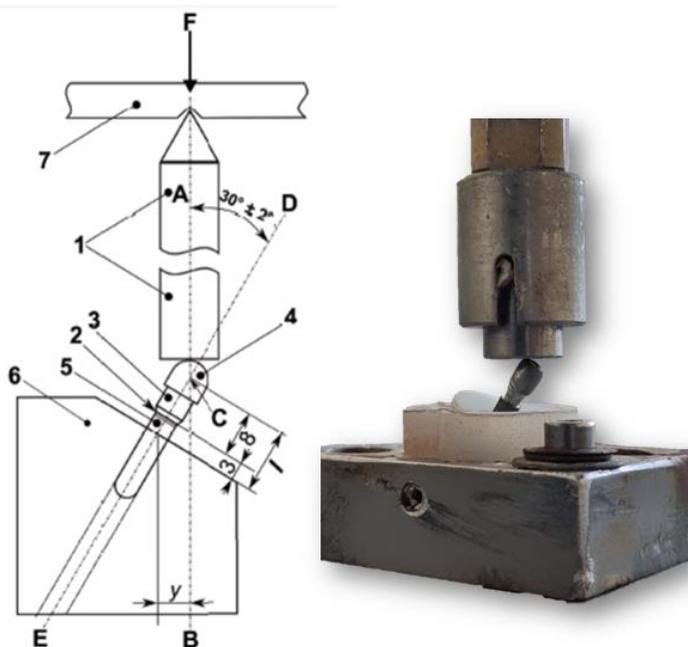
A alteração na carga aplicada nas etapas de fadiga em função da sobrevivência dos espécimes está representada nas Figuras 9 e 10.

A análise de degradação foi realizada com o software ALTA PRO 9 (ReliaSoft, Tucson, AZ, EUA). Os valores de torque em zero ciclos ( $T_i$ ) e em 2 milhões de ciclos (TR) foram registrados e aplicados a um modelo linear para prever o número de ciclos em que o torque, em cada amostra, diminuísse para o nível crítico, sendo designado como tempo de falha. O nível crítico de torque foi definido em 80% do torque recomendado pelo fabricante (25,6 N.cm<sup>2</sup> para o PS e 12 N.cm<sup>2</sup> para o PP). A estimativa máxima de verossimilhança (*maximum likelihood estimation*) foi usada para ajustar a relação de vida-carga com a lei de potência inversa (*inverse power law life-stressor relation*) em uma distribuição estocástica de Weibull para os tempos de falha. Os

parâmetros do modelo são o módulo de Weibull ( $\beta$ ) e o tempo de vida característica ( $\eta$ ) calculado por:

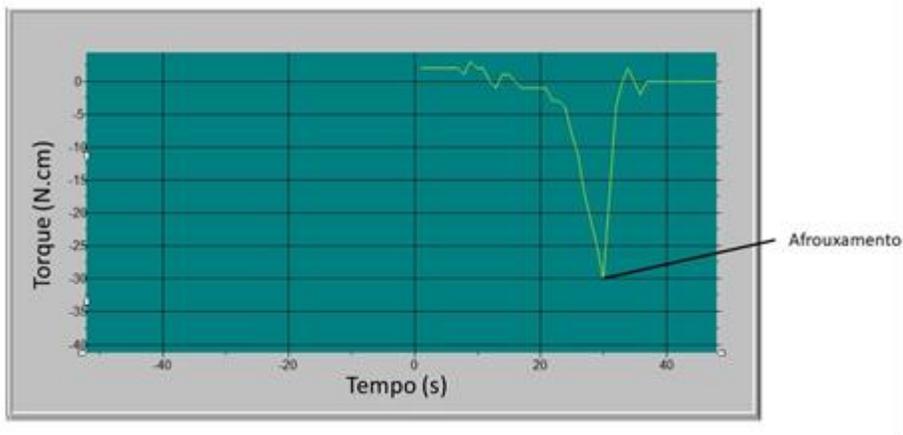
$$\eta = \frac{1}{K\sigma^n}$$

onde  $n$  é o expoente de potência inversa,  $K$  é o coeficiente de potência inversa e  $\sigma$  é a carga (neste caso, a força de mordida simulada em Newtons). Um intervalo de confiança de 95% (95%CI) foi calculado para cada parâmetro do modelo. Foi definido a carga 80 N para criar os gráficos de Weibull.



**Figura 7.** Desenho esquemático (adaptado da norma ISO 14801) e imagem da configuração do teste de fadiga realizado. 1- Aplicador da carga; 2- nível ósseo simulado; 3- abutment; 4- coroa em metal com

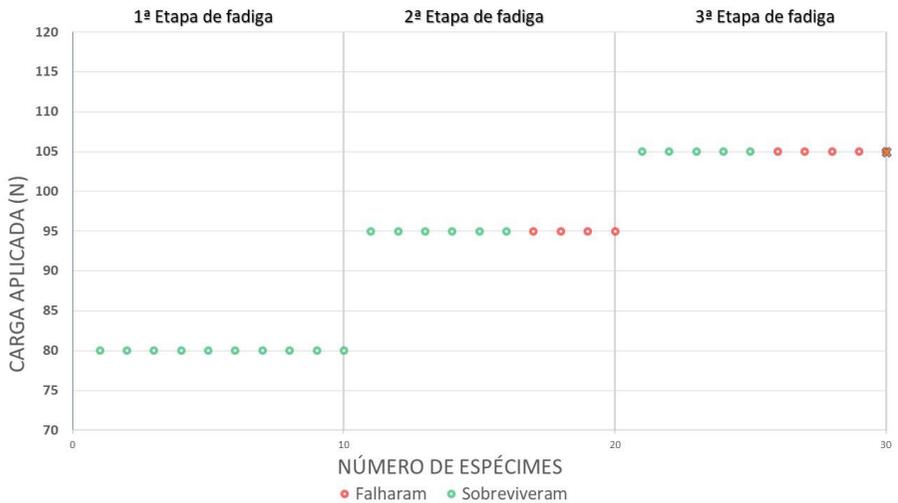
ângulo de 30° considerando o eixo de inserção do implante (D-E); 5- corpo do implante; 6- base de suporte do implante; 7- aplicação da força (F).



**Figura 8.** Gráfico torque (N.cm) x tempo (s) obtido pelo software SW-U801 durante a mensuração de um CP aleatório do grupo PS1.



**Figura 9.** Carga aplicada em função do afrouxamento de pilares com parafuso passante (PP) durante as etapas de ciclagem.



**Figura 10.** Carga aplicada em função do afrouxamento de pilares sólidos (PS) durante as etapas de ciclagem.

#### **4.4 Mensuração do afrouxamento por tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC)**

Um dos objetivos deste estudo foi mensurar o espaço da loja no interior do implante, inferior ao parafuso, no caso de PP, e do final da rosca, no caso de PS, antes e após um período de fadiga, usando imagens TCFC e o filtro (algoritmo) de mensuração do software e-Vol DX.

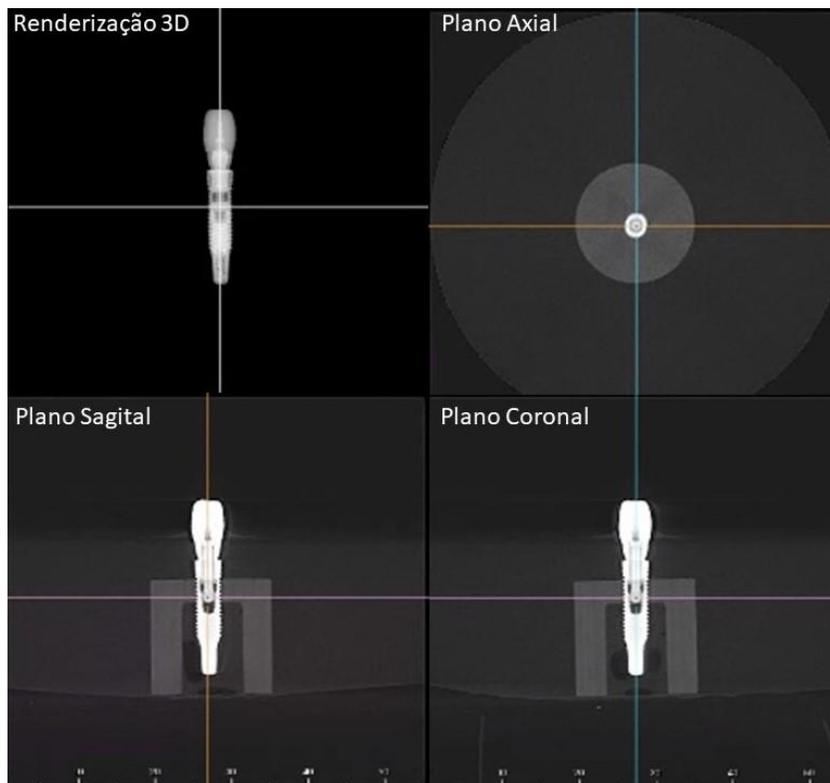
Após a montagem dos conjuntos implante-pilar e efetuado o  $T_i$  para cada conjunto, foram realizadas marcações nas superfícies (eixo X, Y e Z) dos CPs para orientações das medidas e sincronização das imagens de TCFC (PreXion 3D Elite®).

Todas as imagens foram inicialmente visualizadas usando o filtro para redução de artefato (Blooming Artefact Reduction) onde a expansão do branco na imagem hiperdensa (Blooming) deve ser aferida por todas as 4 diferentes intensidades do filtro (BAR 1,2,3,4), cada qual com seus distintos ajustes de brilho, contraste, aprimoramento e alcance dinâmico. A verificação final é então realizada na imagem em tons de cinza, onde há a confirmação visual dos contornos do objeto sem invasão da imagem hiperdensa nas estruturas vizinhas.

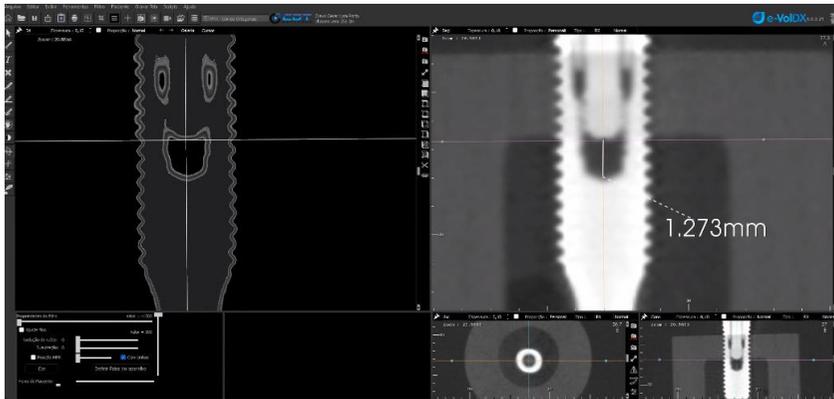
Para a mensuração do espaço entre a parte inferior do pilar e o assoalho da loja interna do implante foram adquiridas imagens de TCFC e analisadas com auxílio de um software de pós-processamento de imagens que utiliza o arquivo DICOM. A ferramenta de medida foi configurada para medidas milésimas, com o filtro BAR 2 (Blooming Artefact Reduction). Para a obtenção das mensurações do espaço entre o parafuso do pilar e o implante após o torque inicial e após a fadiga, cada

amostra foi inicialmente isolada das demais utilizando a ferramenta de corte (CROP), para então, ser alinhada nos três planos de orientação anatômicos (eixo axial, coronal e sagital). As imagens de TCFC dos implantes foram padronizadas de forma a manter o alinhamento do ponto de vista axial, e os planos sagital e coronal, para manter o longo eixo da amostra transversalmente ao solo, orientadas para correção do erro de paralaxe. A medida do espaço entre a borda inferior do parafuso do pilar e o assoalho da loja do parafuso na estrutura interna do implante nas imagens em TCFC foi realizada usando um filtro ou algoritmo específico de mensuração do software de TCFC (e-Vol DX, São José dos Campos, SP, Brasil) (Bueno et al., 2018). O método de medida descrito por Bueno et al., 2018 consiste no estabelecimento das posições corretas que serão medidas, com definição dos pontos na borda inferior do parafuso do pilar e no assoalho da loja do parafuso da estrutura interna do implante, além de ajustar a posição intermediária na escala de cinza na imagem de TCFC. Na sequência, finos slices (0,10 mm) foram obtidos a partir de cortes 3D reconstruídos no filtro para as medidas, a fim de determinar inicialmente a borda da superfície anatômica no plano axial. Uma replicação de posições no modo 3D foi feita em reconstrução multiplanar (MPR), onde a posição correta foi estabelecida com o auxílio de um guia de posicionamento agregado ao próprio filtro. A densidade 3D foi ajustada de modo a ficar na mesma dimensão da imagem 2D, e então foi realizado uma calibração de dimensão até o ponto de coincidência entre o modo 3D e 2D. Posteriormente, a posição intermediária da divisão entre a escala de cinza foi verificada na imagem de TCFC. Uma vez concluído um ponto de medida, o guia foi movido para o outro ponto da medida, onde procedeu-se as mesmas condutas descritas. Assim, definiu-

se a posição do marcador na outra margem, sendo que o modo 2D foi usado como referência. A seguir, foi obtida a medida (configurada para unidade milesimal), sendo verificado nas duas margens que se mensurou. Seguindo-se esta metodologia, medidas lineares do espaço deixado pelo parafuso no interior do implante foram obtidas (Figuras 11 e 12).



**Figura 11.** Visualização multiplanar com filtro (algoritmo) BAR 2. Renderização tridimensional representado na região superior esquerda.



**Figura 12.** Definição dos pontos “teto” e “base” para medida milesimal entre os dois pontos, com referência nas imagens 2D e 3D.

#### **4.5 Mensuração do afrouxamento por torquímetro digital**

Após a análise por TCFC, foi realizada a mensuração do TR correspondente à cada pilar usando o mesmo torquímetro digital (TQ8800; Lutron, Taipei, Taiwan) assistido por software de obtenção de dados (SW-U801, Lutron, Taiwan) utilizado para mensurar o  $T_i$ . O valor do TR foi definido como o ápice negativo do gráfico de torque (N) em função do tempo (segundos), obtido através do software (Figura 8).

Os dados de TR foram inseridos em software Excell (Microsoft Corporation, USA). Para o cálculo da alteração percentual do torque de cada pilar foi utilizado a equação:  $TR = T_i / T_1 \times 100$ . Os dados foram representados por valores independentes (cada CP).

## 5. RESULTADOS E DISCUSSÕES

Nenhum dos CPs testados nas duas primeiras etapas de fadiga (PP1, PP2, PS1 e PS2) sofreu fratura catastrófica do pilar, parafuso ou implante. Considerando o critério de afrouxamento, todos os pilares do grupo PP (1ª, 2ª e 3ª etapas) afrouxaram durante o tempo de vida de 2 milhões de ciclos. Para o grupo PS, nenhum pilar afrouxou com 80 N de carga e quatro pilares afrouxaram com 95 N de carga (2ª etapa). Com o aumento de carga para 105N na terceira etapa, foi observado afrouxamento de quatro espécimes, uma fratura catastrófica do pilar e um dobramento estrutural do pilar. Nenhum dano estrutural foi observado no grupo PS (1ª e 2ª etapas). Foi observado dobramento da estrutura do PP em seis espécimes na 1ª etapa, em quatro espécimes na 2ª etapa e outros quatro espécimes na 3ª etapa. Os resultados estão representados nas Tabelas 1-6.

As Tabelas 1-6 demonstram os valores de torque inicial ( $T_i$ , em N) e de remoção após fadiga ( $T_R$ , em N), alteração percentual do torque e mensurações iniciais e finais pela TCFC (em mm).

**Tabela 1.** Valores de torque inicial ( $T_i$ , em N) e de remoção após fadiga (TR, em N), alteração percentual do torque e mensurações iniciais e finais usando TCFC (em mm) obtidas na primeira etapa de fadiga dos pilares sólidos.

<b>Pilar Sólido -1ª Etapa (80N)</b>						
<b>CP</b>	<b><math>T_i</math> (N)</b>	<b>TR (N)</b>	<b>Alteração de torque (%)</b>	<b>TCFC inicial (mm)</b>	<b>TCFC final (mm)</b>	<b>Deslocamento por TCFC (mm)</b>
1	32	35	9,4	1,522	1,531	9
2	32	29	-9,4	1,599	1,420	-179
3	32	34	6,3	1,428	1,391	-37
4	32	34	6,3	1,483	1,388	-95
5	32	39	21,9	1,485	1,453	-32
6	32	30	-6,3	1,462	1,482	20
7	32	37	15,6	1,528	1,522	-6
8	32	27	-15,6	1,525	1,406	-119
9	32	32	0,0	1,455	1,454	-1
10	32	36	12,5	1,454	1,329	-125

**Tabela 2.** Valores de torque inicial ( $T_i$ , em N) e de remoção após fadiga (TR, em N), alteração percentual do torque e mensurações iniciais e finais usando TCFC (em mm) obtidas na primeira etapa de fadiga dos pilares com parafuso passante.

Pilar com Parafuso Passante - 1ª Etapa (80N)						
CP	$T_i$ (N)	TR (N)	Alteração de torque (%)	TCFC inicial (mm)	TCFC final (mm)	Deslocamento por TCFC (mm)
1	15	4 *†	-73,3	1,265	1,255	-10
2	15	2 *†	-86,7	1,286	1,246	-40
3	15	8 *†	-46,7	1,446	1,385	-61
4	15	11 *†	-26,7	1,348	1,218	-130
5	15	1 *	-93,3	1,283	1,356	73
6	15	8 *	-46,7	1,246	1,270	24
7	15	7 *†	-53,3	1,357	1,284	-73
8	15	10 *	-33,3	1,267	1,256	-11
9	15	8 *†	-46,7	1,160	1,273	113
10	15	2 *	-86,7	1,307	1,273	-34

\* Afrouxamento considerável do pilar.

† Dobramento estrutural do pilar.

**Tabela 3.** Valores de torque inicial ( $T_i$ , em N) e de remoção após fadiga (TR, em N), alteração percentual do torque e mensurações iniciais e finais usando TCFC (em mm) obtidas na segunda etapa de fadiga dos pilares sólidos.

Pilar Sólido - 2ª Etapa (95N)						
CP	$T_i$ (N)	TR (N)	Alteração de torque (%)	TCFC inicial (mm)	TCFC final (mm)	Deslocamento por TCFC (mm)
1	32	28	-12,5	1,537	1397	-140
2	32	31	-3,1	1,446	1403	-43
3	32	23*	-28,1	1,468	1408	-60
4	32	18*	-43,8	1,564	1503	-61
5	32	22*	-31,3	1,382	1438	56
6	32	23*	-28,1	1,519	1573	54
7	32	26	-18,8	1,493	1510	17
8	32	34	6,3	1,474	1414	-60
9	32	32	0,0	1,462	1449	-13
10	32	26	-18,8	1,363	1300	-63

\*Afrouxamento considerável do pilar.

**Tabela 4.** Valores de torque inicial ( $T_i$ , em N) e de remoção após fadiga (TR, em N), alteração percentual do torque e mensurações iniciais e finais usando TCFC (em mm) obtidas na segunda etapa de fadiga dos pilares com parafuso passante.

<b>Pilar com Parafuso Passante - 2ª Etapa (65.7N)</b>						
<b>CP</b>	<b><math>T_i</math> (N)</b>	<b>TR (N)</b>	<b>Alteração de torque (%)</b>	<b>TCFC inicial (mm)</b>	<b>TCFC final (mm)</b>	<b>Deslocamento por TCFC (mm)</b>
1	15	7 *	53,33	1,230	1,157	-73
2	15	2 *	86,67	1,314	1,212	-102
3	15	2 *	86,67	1,343	1,360	17
4	15	1*	93,33	1,303	1,257	-46
5	15	6 *†	60	1,317	1,322	5
6	15	3 *	80	1,264	1,281	17
7	15	3 *	80	1,289	1,158	-131
8	15	4 *†	73,33	1,326	1,280	-46
9	15	3 *†	80	1,234	1,283	49
10	15	1 *†	93,33	1,283	1,256	-27

\* Afrouxamento considerável do pilar.

† Dobramento estrutural do pilar.

**Tabela 5.** Valores de torque inicial ( $T_i$ , em N) e de remoção após fadiga (TR, em N), alteração percentual do torque e mensurações iniciais e finais usando TCFC (em mm) obtidas na terceira etapa de fadiga dos pilares sólidos.

Pilar Sólido - 3ª Etapa (105N)						
CP	$T_i$ (N)	TR (N)	Alteração de torque (%)	TCFC inicial (mm)	TCFC final (mm)	Deslocamento por TCFC (mm)
1	32	FP	N.A.	1,432	N.A.	N.A.
2	32	26	-18,8	1,460	1,442	-18
3	32	14 *	-56,3	1,343	1,476	133
4	32	31	-3,1	1,565	1,584	19
5	32	40	25,0	1,455	1,365	-90
6	32	31	-3,1	1,392	1,415	23
7	32	14 *	-56,3	1,497	1,450	-47
8	32	31	-3,1	1,456	1,460	4
9	32	25 *	-21,9	1,408	1,404	-4
10	32	20 *†	-37,5	1,609	1,452	-157

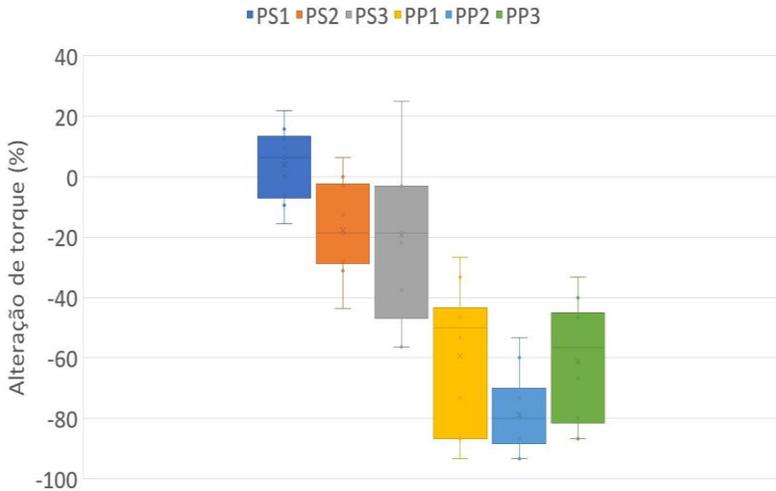
FP: Fratura catastrófica do pilar; \*Afrouxamento considerável do pilar;  
† Dobramento estrutural do pilar.

**Tabela 6.** Valores de torque inicial (Ti, em N) e de remoção após fadiga (TR, em N), alteração percentual do torque e mensurações iniciais e finais usando TCFC (em mm) obtidas na terceira etapa de fadiga dos pilares com parafuso passante.

Pilar com Parafuso Passante - 2ª Etapa (54N)						
CP	Ti (N)	TR (N)	Alteração de torque (%)	TCFC inicial (mm)	TCFC final (mm)	Deslocamento por TCFC (mm)
1	15	9 *	-40,0	1,233	1,217	-16
2	15	5 *†	-66,7	1,295	1,262	-33
3	15	2 *†	-86,7	1,185	1,221	36
4	15	2 *	-86,7	1,338	1,361	23
5	15	8 *	-46,7	1,232	1,215	-17
6	15	3 *	-80,0	1,238	1,217	-21
7	15	3 *	-80,0	1,334	1,271	-63
8	15	10 *†	-33,3	1,252	1,172	-80
9	15	8 *†	-46,7	1,207	1,145	-62
10	15	8 *	-46,7	1,217	1,207	-10

\* Afrouxamento considerável do pilar; † Dobramento estrutural do pilar.

A média e desvio padrão da perda percentual de torque nos grupos PP1 (-59,33 ± 23,82), PP2 (-78,67 ± 13,25), PP3 (61,33 ± 20,79), PS2 (-17,81 ± 15,66), PS3 (-19,44 ± 26,96) e ganho percentual de torque para PS1 (4,06 ± 11,78) está representado na Figura 13.



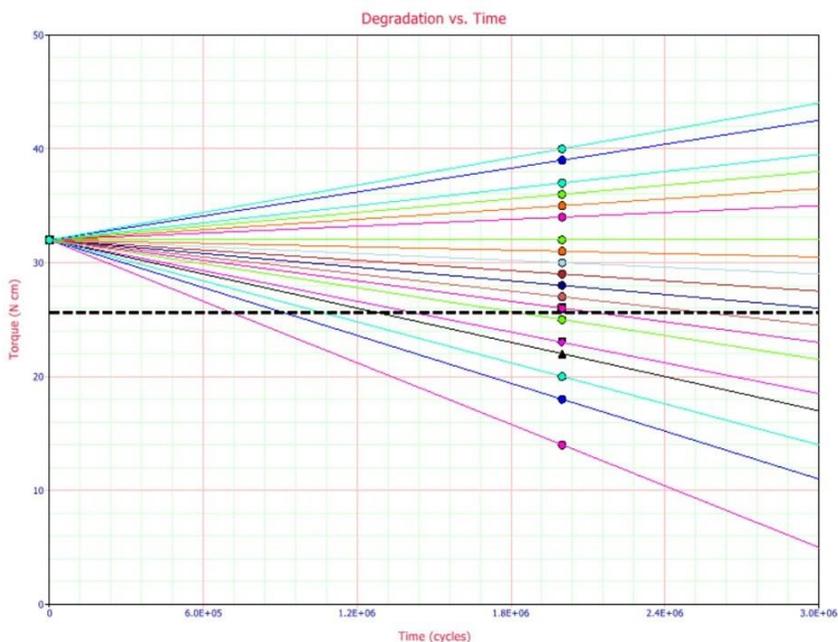
**Figura 13.** Gráfico (boxplot) dos valores de mediana (linha) e média (marcador X) da alteração do torque (%) dos pilares em cada etapa de fadiga

As amostras do PP sofreram uma degradação mais rápida do que as amostras do PS. Essa relação é ilustrada pelos dados nos gráficos de degradação *versus* tempo (Figuras 14 e 15) que apresentam os valores do expoente da lei de potência inversa ( $n$ ) (Tabela 7). A taxa de degradação das amostras do PP foi mais sensível ao nível de carga utilizado pois o intervalo de confiança (IC) não se sobrepôs a zero. Por outro lado, as amostras do grupo PS não foram significativamente afetadas pela carga pois o IC se incluiu zero. As curvas do gráfico de Weibull (Figura 16) demonstram que as amostras do grupo PS estão deslocadas mais para a direita, indicando um maior tempo de vida para esse grupo. Entretanto, os espécimes do grupo PP variaram menos, resultando em um módulo de Weibull maior comparado ao PS. Em uma

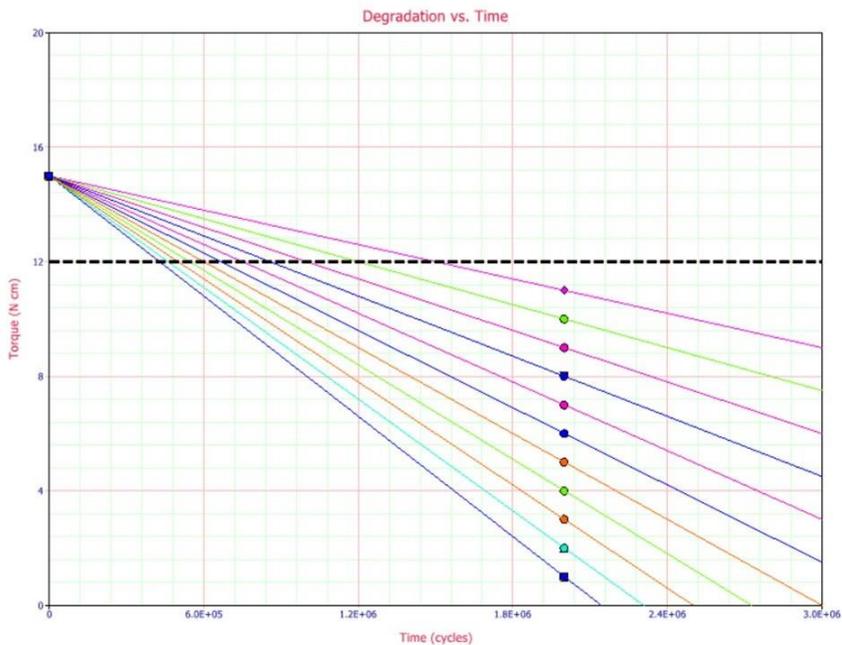
avaliação isolada, isso poderia indicar que PP possui maior confiabilidade estrutural na faixa de ciclos utilizada no estudo, contudo deve-se considerar a magnitude dos valores e a possibilidade de variação dos mesmos.

**Tabela 7.** Valores de Weibull ( $\beta$ ) e expoente da lei de potência inversa (n) e seus respectivos 95%IC para cada tipo de pilar avaliado.

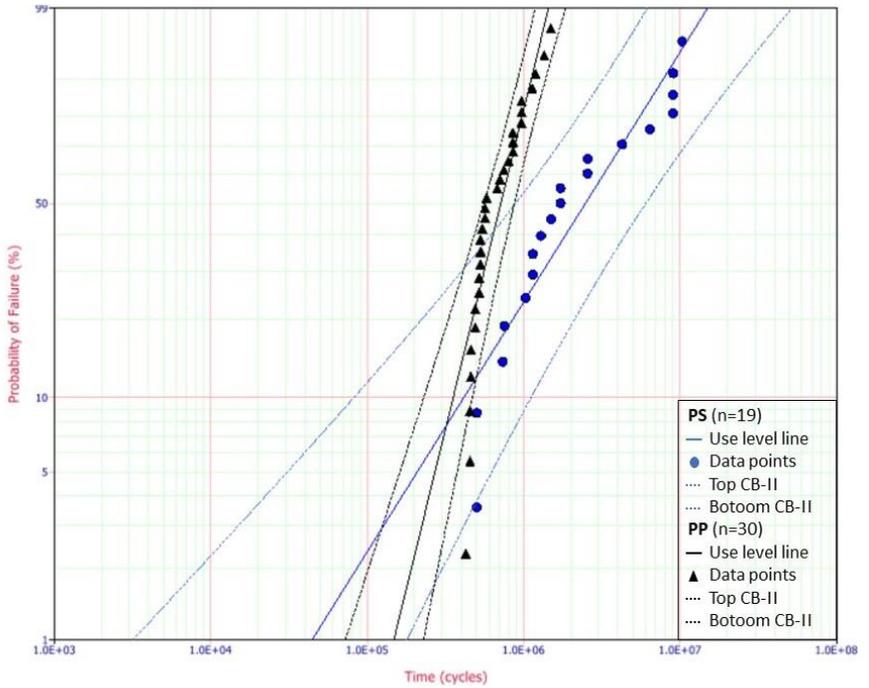
	Weibull ( $\beta$ )	Expoente da lei de potência inversa (n)
PP	2.7 (2.07 – 3.5)	-0.31 (-1 – 0.4)
PS	1.05 (0.7 – 1.5)	-1.31 (-5.6 – 2.9)



**Figura 14.** Degradação do torque em função dos ciclos (tempo) para os espécimes do grupo PS. A linha pontilhada marca a falha definida em 20% do  $T_i$ , ou seja, 25.6 N.cm.



**Figura 15.** Degradação do torque em função dos ciclos (tempo) para os espécimes do grupo PP. A linha pontilhada marca a falha definida em 20% do  $T_i$ , ou seja, 12 N.cm.



**Figura 16.** Probabilidade de falha de Weibull para os espécimes testados.

O objetivo de experimentos laboratoriais é de prever a falha de materiais dentários em condições simuladas a longo prazo. O presente estudo avaliou o dano e o afrouxamento considerando a influência de diferentes pilares sobre implante para entender o comportamento mecânico e a indicação clínica de cada um. As diferentes metodologias e análises realizadas demonstraram uma performance biomecânica mais favorável e longa para os pilares sólidos do que para pilares com parafuso passante, por resultar em menor afrouxamento e dano estrutural

quando instalados em um sistema cone morse de implante de diâmetro reduzido. A hipótese do estudo foi, portanto, confirmada.

A comparação entre pilares de peça única e de duas peças tem sido matéria de discussão na literatura (COPPEDÊ *et al.*, 2009; PINTINHA *et al.*, 2013; PETRIS *et al.*, 2019). De fato, Pintinha et al. (2013), observaram uma perda de torque em ambos pilares após ciclagem mecânica do sistema de implantes instalados a nível ósseo e em suporte metálico. Por outro lado, Coppedê et al. (2009), avaliaram ambos pilares sob condições de fadiga cíclica a curto prazo (1350 ciclos) e em suporte metálico, observando que os pilares de duas peças obtiveram aumento no torque de remoção. Além disso, os autores observaram que o parafuso passante afrouxava, porém o componente do pilar ficava friccionado no implante. Apesar da força necessária para deslocar o pilar não ter sido mensurada no presente estudo, foi possível observar essa fricção na maioria dos pilares de duas peças. Um leve dobramento desse componente também foi observado como dano estrutural em algumas amostras do presente estudo e a análise de elementos finitos conduzida por Petris et al. (2019), sugere que esse dobramento pode ser resultado da concentração da força aplicada na região do estrangulamento do implante. Esse dobramento estrutural não ocorreu em pilares de peça única, o que pode indicar que um maior número de interfaces no sistema implante-pilar (o que ocorre no pilar de duas peças) pode potencializar o dano estrutural e o afrouxamento. Contudo, é importante mencionar que os resultados finais podem ser influenciados pela utilização de um suporte de amostras que simula o osso cortical e medular (DUAN & GRIGGS, 2018), bem como pela observância das orientações estabelecidas pela ISO:2014 para padronização de teste mecânico em

implantes. Portanto, as diferenças observadas entre os resultados dos estudos podem ser atribuídas às variações de metodologias empregadas em cada estudo. Experimentos laboratoriais (COPPEDÊ *et al.*, 2009; DITTMER *et al.*, 2011; PINTINHA *et al.*, 2013; ABOU-OBAID *et al.*, 2016; ALQAHTANI *et al.*, 2017) utilizaram a fadiga como uma simulação das condições na cavidade oral. A metodologia de fadiga de Boundary utilizou os dados do experimento para prever a probabilidade de falha, a falta de confiabilidade e a degradação do torque em função do tempo em um sistema de pilar sobre implante. Para isso, é fundamental definir o critério de falha dos espécimes testados. Em cerâmicas, o início da falha catastrófica se inicia com a propagação da trinca (ZHANG *et al.*, 2013). De modo similar, o sistema de PSI está sujeito a falha catastrófica quando o pilar está frouxo. Dessa forma, o presente estudo definiu a falha (afrouxamento) quando o pilar perde 20% ou mais do torque inicial, visto que o tempo de vida previsto nessa situação é consideravelmente reduzido (SATPATHY *et al.*, 2022). Com isso, foi possível observar a degradação do torque e a probabilidade de falha nos conjuntos de implante/abutment avaliados. O PS afrouxa com tempo de vida maior do que o PP, nas condições de ciclagem testadas. Dessa forma, clinicamente o PP necessita de maiores cuidados com a manutenção de ajustes oclusais em pacientes com parafunção e em regiões com maior carga mastigatória.

Clinicamente, a perda relativamente baixa de torque e menor dano estrutural observada nos pilares sólidos (PS) favorecem sua utilização em locais com maior carga mastigatória (dentes posteriores). A análise de confiabilidade de Weibull demonstrou uma menor variabilidade para os 20 espécimes de PP. Entretanto, é importante

mencionar que 9 espécimes do grupo PS não sofreram perda de torque e não foram considerados nessa análise. As micromovimentações e vibrações no sistema de parafuso passante podem ser os principais fatores pela alta frequência de afrouxamento observado. Isso pode ser resultante do desgaste por fricção e perda do material de titânio (STIMMELMAYR *et al.*, 2012; APAZA-BEDOYA *et al.*, 2017). A composição da liga e a espessura do parafuso passante tem um papel importante nesse desgaste (STIMMELMAYR *et al.*, 2012; COLPAK & GUMUS, 2020). De fato, os espaços desproporcionais observados nas imagens representativas em TCFC comprovaram essa movimentação do parafuso passante. Nesse sentido, seria interessante do ponto de vista científico realizar estudos para avaliar a probabilidade de falha das ligas de titânio autorizadas para os pilares de duas peças. A limitação da adaptação do método de fadiga proposto no estudo está relacionada a necessidade de um maior número de CPs para ciclagem, visto que o custo de implantes dentários é relativamente alto. Contudo, a previsão do tempo de vida e o comportamento mecânico a longo prazo dos materiais dentários é uma informação valiosa e essa metodologia de fadiga pôde resultar objetivamente na probabilidade de falha (afrouxamento) e confiabilidade de pilares sobre implantes.

O desenvolvimento dos softwares, algoritmos e tecnologias para aquisição de imagens tomográficas com maior nitidez abre espaço para estudos inovadores. De fato, Oziunas *et al.*, em 2022, utilizaram da tecnologia de MicroCT para avaliação tridimensional do deslocamento de coroas sobre pilares instalados em implantes. A utilização do algoritmo (filtro) BAR (*blooming artifact reduction*) no software e-Vol DX para redução da explosão de artefatos em TCFC não causa

alterações dimensionais em pinos metálicos pré-fabricados, fundidos e a base de ouro (ESTRELA *et al.*, 2020; RABELO *et al.*, 2021). Alguns cuidados precisam ser pontuados: a calibração dos operadores do software para realizar mensurações é necessária e recomendamos que a mensuração seja cega e independente para maior confiabilidade dos resultados obtidos; e o suporte das amostras precisa estar imerso em água destilada e ser composto por material hipodenso (não metálico) para visualização adequada do interior do implante sem interferências.

O afrouxamento do sistema de pilar sobre implante foi mensurado por duas metodologias distintas. Medir o afrouxamento usando imagens de TCFC surgiu da hipótese de que a fadiga deslocaria o pilar/parafuso em direção ao ápice e o espaço interno entre o pilar e implante seria alterado. A correlação dos resultados encontrados na mensuração do afrouxamento por torquímetro digital e por TCFC confirmou essa alteração no PS. As medidas iniciais realizadas em TCFC apresentaram valores similares em seus respectivos grupos (PS1, PS2, PP1 e PP2), indicando um assentamento com o  $T_i$  similar para cada grupo separadamente. A influência de diferentes conexões internas do implante (hexágono interno, externo, octagonal, entre outras) e da indexação no sistema cone morse, precisa ser estudada em novos estudos, visto que o implante utilizado no presente estudo é do tipo cone morse com  $11,5^\circ$  de angulação cônica e sem indexação. De fato, como mencionado anteriormente, o componente do pilar composto por duas peças obteve uma fricção na conexão morse do implante, enquanto o parafuso passante sofreu movimentação com a ciclagem mecânica. Esse fato está em concordância com a literatura (DE OLIVEIRA SILVA *et al.*, 2017) e

permitiu a mensuração do afrouxamento por imagem de TCFC, assim como no pilar de peça única.

## 6. CONCLUSÕES

Considerando as limitações mencionadas anteriormente e as condições de fadiga utilizadas, conclui-se que:

- Pilares sólidos possuem performance biomecânica mais favorável do que pilares com parafuso passante ao resultar em menores dano estrutural e probabilidade de falha (afrouxamento);
- A metodologia de Boundary resultou em informações relevantes clinicamente ao produzir estimativas de longo prazo da probabilidade de afrouxamento e degradação do torque para um sistema de pilar sobre implantes;
- A metodologia utilizando imagens de TCFC é uma metodologia válida para avaliar o deslocamento de pilares parafusados em implantes.

## CONSIDERAÇÕES FINAIS

O presente estudo utilizou metodologias inovadoras para entender o comportamento mecânico de diferentes sistemas de pilares sobre implantes de diâmetro reduzido. A qualidade das imagens tomográficas adquiridas no estudo e a navegação com *slices* de 0,1 mm de espessura permite uma avaliação detalhada de sistemas de PSI e deve ser explorada com cautela, objetivando sua utilização auxiliar como método diagnóstico não invasivo. Ainda, a utilização de diferentes níveis de carga permitiu estimar a falha (afrouxamento) e a degradação do torque em longo prazo dos diferentes pilares testados. Essas informações são valiosas para o entendimento do comportamento mecânico a longo prazo de materiais dentários e precisam ser levadas em consideração.

## 7. REFERÊNCIAS

ABOU-OBAID, A.; AL-OTAIBI, H.; AKEEL, R. Effect of Single Off-Axis Implant Placement on Abutment Screw Stability Under Lateral Loading. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, v. 31, n. 3, p. 520–526, 2016.

ALBAYRAK, H.; GUMUS, H.O.; TURSUN, F.; KOCAAGAOGLU, H.H.; KILINC, H.I. Accuracy of torque-limiting devices: A comparative evaluation. *J. Prosthet. Dent.*, v. 117, n. 1, p. 81–86, jan. 2017.

ALQAHTANI, A.; ALBARGASH, A.; ABDULJABBAR, T.; BAHMMAM, F.; ABGHANI, S.M.; NASEEM, M.; VOHRA, F. Fracture Resistance of Maxillary Lateral Incisors Restored with Different Post Systems. *J. Biomater. Tissue Eng.*, v. 7, n. 11, p. 1203–1207, 2017.

ALQAHTANI, F.; FLINTON, R. Postfatigue fracture resistance of modified prefabricated zirconia implant abutments. *J. Prosthet. Dent.*, v. 112, n. 2, p. 299–305, 2014.

APAZA-BEDOYA, K.; TARCE, M.; BENFATTI, C.A.M.; HENRIQUES, B.; MATHEW, M.T.; TEUGHEL, W.; SOUZA, J.C.M. Synergistic interactions between corrosion and wear at titanium-based dental implant connections: A scoping review. *J. Periodontal Res.*, v. 52, n. 6, p. 946–954, dez. 2017.

ARSHAD, M.; SHIRANI, G.; REFOUA, S.; YEGANEH, M.R. Comparative study of abutment screw loosening with or without

adhesive material. *J. Adv. Prosthodont.*, Cited By :5Export Date: 19 October 2022, v. 9, n. 2, p. 99–103, 2017.

ATTIAH, E.M.N.; ALGENDY, A.A.; MOSTAFA, T.M.N. Effect of dynamic cyclic loading on screw loosening of retightened versus new abutment screw in both narrow and standard implants (in-vitro study). *Int. J. Implant Dent.*, v. 6, n. 1, p. 30, 28 dez. 2020.

BARBOSA, G.S.; SILVA-NETO, J.P. Da; SIMAMOTO-JÚNIOR, P.C.; NEVES, F.D. Das; MATTOS, M. da G.C. De; RIBEIRO, R.F. Evaluation of screw loosening on new abutment screws and after successive tightening. *Braz. Dent. J.*, v. 22, n. 1, p. 51–55, 2011.

BUENO, M.R.; ESTRELA, C.; AZEVEDO, B.C.; DIOGENES, A. Development of a new cone - Beam computed tomography software for endodontic diagnosis. *Braz. Dent. J.*, v. 29, n. 6, p. 517–529, 2018.

BUENO, M.R.; ESTRELA, C.; GRANJEIRO, J.M.; DE ARAÚJO ESTRELA, M.R.; AZEVEDO, B.C.; DIOGENES, A. Cone-beam computed tomography cinematic rendering: clinical, teaching and research applications. *Braz. Oral Res.*, v. 35, p. 1–13, 2021.

BUENO, M.R.; ESTRELA, C.R.A.; GRANJEIRO, J.M.; SOUSA-NETO, M.D.; ESTRELA, C. Method to determine the root canal anatomic dimension by using a new cone-beam computed tomography software. *Braz. Dent. J.*, v. 30, n. 1, p. 3–11, 2019.

BUTKEVICA, A.; NATHANSON, D.; POBER, R.; STRATING, H. Measurements of Repeated Tightening and Loosening Torque of Seven Different Implant/Abutment Connection Designs and Their Modifications: An In Vitro Study. *J. Prosthodont.*, v. 27, n. 2, p. 153–161, fev. 2018.

CATAPANO, S.; FERRARI, M.; MOBILIO, N.; MONTANARI, M.; CORSALINI, M.; GRANDE, F. Comparative analysis of the stability of prosthetic screws under cyclic loading in implant prosthodontics: An in vitro study. *Appl. Sci.*, v. 11, n. 2, p. 1–7, 2021.

ÇEHRELI, M.C.; AKÇA, K.; IPLIKÇIOĞLU, H.; ŞAHİN, S. Dynamic fatigue resistance of implant-abutment junction in an internally notched morse-taper oral implant: Influence of abutment design. *Clin. Oral Implants Res.*, v. 15, n. 4, p. 459–465, 2004.

COLPAK, E.; GUMUS, H. Effect of Surface Modifications of Abutment Screws on Reverse Torque Values: An In Vitro Study. *Int. J. Prosthodont.*, v. 33, n. 4, p. 401–409, 2020.

CORAY, R.; ZELTNER, M.; ÖZCAN, M. Fracture strength of implant abutments after fatigue testing: A systematic review and a meta-analysis. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, v. 62, p. 333–346, 2016.

DE MOURA, M.B.; RODRIGUES, R.B.; PINTO, L.M.; DE ARAÚJO, C.A.; NOVAIS, V.R.; JÚNIOR, P.C.S. Influence of screw surface treatment on retention of implant-supported fixed partial dentures. *J. Oral Implantol.*, v. 43, n. 4, p. 254–260, ago. 2017.

DE OLIVEIRA SILVA, T.S.; MENDES ALENCAR, S.M.; DA SILVA VALENTE, V.; DE MOURA, C.D.V.S. Effect of internal hexagonal index on removal torque and tensile removal force of different Morse taper connection abutments. *J. Prosthet. Dent.*, v. 117, n. 5, p. 621–627, maio 2017.

DELLA BONA, A. Bonding to Ceramics: Scientific Evidences for Clinical Dentistry. *Artes Medicas*, 2009.

DITTMER, M.P.; DITTMER, S.; BORCHERS, L.; KOHORST, P.; STIESCH, M. Influence of the interface design on the yield force of

the implant-abutment complex before and after cyclic mechanical loading. *J. Prosthodont. Res.*, v. 56, n. 1, p. 19–24, 2012.

DITTMER, S.; DITTMER, M.P.; KOHORST, P.; JENDRAS, M.; BORCHERS, L.; STIESCH, M. Effect of implant-abutment connection design on load bearing capacity and failure mode of implants. *J. Prosthodont.*, v. 20, n. 7, p. 510–516, 2011.

DUAN, Y.; GRIGGS, J.A. Effect of loading frequency on cyclic fatigue lifetime of a standard-diameter implant with an internal abutment connection. *Dent. Mater.*, v. 34, n. 12, p. 1711–1716, 2018.

EKFELDT, A.; FÜRST, B.; CARLSSON, G.E. Zirconia abutments for single-tooth implant restorations: a 10- to 11-year follow-up study. *Clin. Oral Implants Res.*, v. 28, n. 10, p. 1303–1308, 2017.

ESTRELA, C.; COSTA, M.V.C.; BUENO, M.R.; RABELO, L.E.G.; DECURCIO, D.A.; SILVA, J.A.; ESTRELA, C.R.A. Potential of a new cone-beam ct software for blooming artifact reduction. *Braz. Dent. J.*, v. 31, n. 6, p. 582–588, 2020.

FARINA, A.P.; SPAZZIN, A.O.; XEDIEK CONSANI, R.L.; MESQUITA, M.F. Screw joint stability after the application of retorque in implant-supported dentures under simulated masticatory conditions. *J. Prosthet. Dent.*, v. 111, n. 6, p. 499–504, jun. 2014.

GEHRKE, S.A.; PONCIO DA SILVA, P.M.; CALVO GUIRADO, J.L.; DELGADO-RUIZ, R.A.; DEDAVID, B.A.; ALINE NAGASAWA, M.; SHIBLI, J.A. Mechanical behavior of zirconia and titanium abutments before and after cyclic load application. *J. Prosthet. Dent.*, v. 116, n. 4, p. 529–535, 2016.

GERAMY, A.; MORGANO, S.M. Finite element analysis of three designs of an implant-supported molar crown. *J. Prosthet. Dent.*, v. 92, n. 5, p. 434–440, 2004.

GINER, S.; BARTOLOMÉ, J.F.; GOMEZ-COGOLLUDO, P.; CASTELLOTE, C.; PRADÍES, G. Fatigue fracture resistance of titanium and chairside CAD-CAM zirconia implant abutments supporting zirconia crowns: An in vitro comparative and finite element analysis study. *J. Prosthet. Dent.*, v. 125, n. 3, p. 503.e1-503.e9, 2021.

GOMES, É.A.; TIOSSI, R.; LAPRIA FARIA, A.C.; RODRIGUES, R.C.S.; FARIA RIBEIRO, R. Torque loss under mechanical cycling of long-span zirconia and titanium-cemented and screw-retained implant-supported CAD/CAM frameworks. *Clin. Oral Implants Res.*, Cited By :9Export Date: 19 October 2022, v. 25, n. 12, p. 1395–1402, 2014.

GOODACRE, C.J.; KAN, J.Y.; RUNGCHARASSAENG, K. Clinical complications of osseointegrated implants. *J. Prosthet. Dent.*, v. 81, n. 5, p. 537–552, 1999.

GREGORIS RABELO, L.E.; BUENO, M.D.R.; COSTA, M.V.C. Da; DE MUSIS, C.R.; ESTRELA, C.R. de A.; GUEDES, O.A.; GAVINI, G.; ESTRELA, C. Blooming artifact reduction using different cone-beam computed tomography software to analyze endodontically treated teeth with intracanal posts. *Comput. Biol. Med.*, v. 136, p. 104679, set. 2021.

GRIGGS, J.A. Dental Implants. *Dent. Clin. North Am.*, v. 61, n. 4, p. 857–871, 2017.

GULJÉ, F.L.; MEIJER, H.J.A.; ABRAHAMSSON, I.; BARWACZ, C.A.; CHEN, S.; PALMER, P.J.; ZADEH, H.;

STANFORD, C.M. Comparison of 6-mm and 11-mm dental implants in the posterior region supporting fixed dental prostheses: 5-year results of an open multicenter randomized controlled trial. *Clin. Oral Implants Res.*, v. 32, n. 1, p. 15–22, jan. 2021.

HUANG, Y.; WANG, J. Mechanism of and factors associated with the loosening of the implant abutment screw: A review. *J. Esthet. Restor. Dent.*, v. 31, n. 4, p. 338–345, 2019.

ISO 14801. Dentistry. Implants. Dynamic fatigue test for endosseous dental implants. *Int. Organ. Stand. Geneva, Switz. [S.l.: s.n.]*, 2007

JENG, M.D.; LIU, P.Y.; KUO, J.H.; LIN, C.L. Load fatigue performance evaluation on two internal tapered abutment-implant connection implants under different screw tightening torques. *J. Oral Implantol.*, v. 43, n. 2, p. 107–113, 2017.

JUNG, R.E.; PJETURSSON, B.E.; GLAUSER, R.; ZEMBIC, A.; ZWAHLEN, M.; LANG, N.P. A systematic review of the 5-year survival and complication rates of implant-supported single crowns. *Clin. Oral Implants Res.*, v. 19, n. 2, p. 119–130, 2008.

KOURTIS, S.; DAMANAKI, M.; KAITATZIDOU, S.; KAITATZIDOU, A.; ROUSSOU, V. Loosening of the fixing screw in single implant crowns: predisposing factors, prevention and treatment options. *J. Esthet. Restor. Dent.*, v. 29, n. 4, p. 233–246, 2017.

LEE, S.; GOH, B.T.; TIDEMAN, H.; STOELINGA, P.J.W.; JANSEN, J.A. Modular endoprosthesis for mandibular body reconstruction: a clinical, micro-CT and histologic evaluation in eight *Macaca fascicularis*. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.*, v. 38, n. 1, p. 40–47, jan. 2009.

LODI, E.; WEBER, K.R.; BENETTI, P.; CORAZZA, P.H.; DELLA BONA, Á.; BORBA, M. How oral environment simulation affects ceramic failure behavior. *J. Prosthet. Dent.*, v. 119, n. 5, p. 812–818, 2018.

LONDHE, S.M.; GOWDA, E.M.; MANDLIK, V.B.; SHASHIDHAR, M.P. Factors associated with abutment screw loosening in single implant supported crowns: A cross-sectional study. *Med. J. Armed Forces India*, v. 76, n. 1, p. 37–40, 2020.

MAENNIG, W. Statistical planning and evaluation of fatigue tests. A survey of recent results. *Int. J. Fract.*, v. 11, n. 1, p. 123–129, 1975.

OLANDER, J.; WENNERBERG, A.; STENPORT, V. Implant-Supported Single Crowns with Titanium or Zirconia Abutments: A Retrospective Up-to-5-year Follow-up Study. *Int. J. Prosthodont.*, v. 35, n. 4, p. 387–395, 2022..

OTTONI, R.; GRIGGS, J.A.; CORAZZA, P.H.; DELLA BONA, Á.; BORBA, M. Precision of different fatigue methods for predicting glass-ceramic failure. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, v. 88, n. August, p. 497–503, 2018.

OŽIŪNAS, R.; SAKALAUŠKIENĖ, J.; JEGELEVIČIUS, D.; JANUŽIS, G. A comparative biomechanical study of original and compatible titanium bases: evaluation of screw loosening and 3D-crown displacement following cyclic loading analysis. *J. Adv. Prosthodont.*, v. 14, n. 2, p. 70, 2022.

PETRIS, G.P.; DE CARLI, J.P.; PARANHOS, L.R.; SANTOS, P.L.; BENETTI, P.; WALBER, M.; LINDEN, E.S.; LINDEN, M.S.S.

Morse taper performance: A finite element analysis study. *Clinics*, v. 74, p. e852, 2019.

PINTINHA, M.; CAMARINI, E.T.; SÁBIO, S.; PEREIRA, J.R. Effect of mechanical loading on the removal torque of different types of tapered connection abutments for dental implants. *J. Prosthet. Dent.*, v. 110, n. 5, p. 383–388, 2013.

PJETURSSON, B.E.; 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.*, v. 29, p. 160–183, 2018.

RHO, J.Y.; ASHMAN, R.B.; TURNER, C.H. Young's modulus of trabecular and cortical bone material: Ultrasonic and microtensile measurements. *J. Biomech.*, v. 26, n. 2, p. 111–119, 1993.

RICCIARDI COPPEDÊ, A.; DE MATTOS, M. da G.C.; RODRIGUES, R.C.S.; RIBEIRO, R.F. Effect of repeated torque/mechanical loading cycles on two different abutment types in implants with internal tapered connections: an in vitro study. *Clin. Oral Implants Res.*, v. 20, n. 6, p. 624–32, jun. 2009.

RODRIGUES NETO, D.J.; CERUTTI-KOPPLIN, D.; DO VALLE, A.L.; PEREIRA, J.R. A method of assessing the effectiveness of the friction fit interface by measuring reverse torque. *J. Prosthet. Dent.*, v. 112, n. 4, p. 839–842, out. 2014.

ROSENTRITT, M.; HAGEMANN, A.; HAHNEL, S.; BEHR, M.; PREIS, V. In vitro performance of zirconia and titanium implant/abutment systems for anterior application. *J. Dent.*, v. 42, n. 8, p. 1019–1026, 2014.

SAILER, I.; PHILIPP, A.; ZEMBIC, A.; PJETURSSON, B.E.; HÄMMERLE, C.H.F.; ZWAHLEN, M. A systematic review of the performance of ceramic and metal implant abutments supporting fixed implant reconstructions. *Clin. Oral Implants Res.*, v. 20, n. SUPPL. 4, p. 4–31, 2009.

SATPATHY, M.; JOSE, R.M.; DUAN, Y.; GRIGGS, J.A. Effects of abutment screw preload and preload simulation techniques on dental implant lifetime. *JADA Found. Sci.*, v. 1, p. 100010, 2022.

SCHMITT, C.M.; NOGUEIRA-FILHO, G.; TENENBAUM, H.C.; LAI, J.Y.; BRITO, C.; DÖRING, H.; NONHOFF, J. Performance of conical abutment (Morse Taper) connection implants: A systematic review. *J. Biomed. Mater. Res. - Part A*, v. 102, n. 2, p. 552–574, 2014.

SCHNITMAN, P.A.; WÖHRLE, P.S.; RUBENSTEIN, J.E.; DASILVA, J.D.; WANG, N.H. Ten-year results for Brånemark implants immediately loaded with fixed prostheses at implant placement. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, v. 12, n. 4, p. 495–503, 1997.

SEN, N.; US, Y.O. Fatigue survival and failure resistance of titanium versus zirconia implant abutments with various connection designs. *J. Prosthet. Dent.*, v. 122, n. 3, p. 315.e1-315.e7, 2019.

SERRA, C.M.; MANNS, A.E. Bite force measurements with hard and soft bite surfaces. *J. Oral Rehabil.*, v. 40, n. 8, p. 563–568, 2013.

STIMMELMAYR, M.; EDELHOFF, D.; GÜTH, J.-F.; ERDEL, K.; HAPPE, A.; BEUER, F. Wear at the titanium-titanium and the titanium-zirconia implant-abutment interface: a comparative in vitro study. *Dent. Mater.*, v. 28, n. 12, p. 1215–20, dez. 2012.

STUKER, R.A.; TEIXEIRA, E.R.; BECK, J.C.P.; DA COSTA, N.P.; STÜKER, R.A.; TEIXEIRA, E.R.; BECK, J.C.P.; DA COSTA,

N.P. Preload and torque removal evaluation of three different abutment screws for single standing implant restorations. *J. Appl. Oral Sci.*, v. 16, n. 1, p. 55–58, 2008.

TRUNINGER, T.C.; STAWARCZYK, B.; LEUTERT, C.R.; SAILER, T.R.; HÄMMERLE, C.H.F.; SAILER, I. Bending moments of zirconia and titanium abutments with internal and external implant-abutment connections after aging and chewing simulation. *Clin. Oral Implants Res.*, v. 23, n. 1, p. 12–18, 2012.

VICARI, C.B.; MAGALHÃES, B. de O.; GRIGGS, J.A.; BORBA, M. Fatigue Behavior of Crystalline-Reinforced Glass-Ceramics. *J. Prosthodont.*, v. 28, n. 1, p. e297–e303, 2019.

VOLKMANN, H.; RAUCH, A.; KOENIG, A.; SCHIERZ, O. Pull-off Force of Four Different Implant Cements Between Zirconia Crowns and Titanium Implant Abutments in Two Different Abutment Heights. *Int. J. Periodontics Restorative Dent.*, v. 42, n. 3, p. e67–e74, 2022.

WEBER, K.R.; MENEGHETTI, D.E.; BENETTI, P.; DELLA BONA, A.; GRIGGS, J.A.; BORBA, M. Influence of piston material on the fatigue behavior of a glass-ceramic. *J. Prosthet. Dent.*, p. 1–7, 2021.

WEISS, E.I.; KOZAK, D.; GROSS, M.D. Effect of repeated closures on opening torque values in seven abutment-implant systems. *J. Prosthet. Dent.*, v. 84, n. 2, p. 194–199, ago. 2000.

YILMAZ, B.; SALAITA, L.G.; SEIDT, J.D.; CLELLAND, N.L.; MCGLUMPHY, E.A. Load to failure of different titanium abutments for an internal hexagon implant. *J. Prosthet. Dent.*, v. 114, n. 4, p. 513–516, 2015.

ZHANG, Y.; GRIGGS, J.A. Evaluation of failure probability estimators for cyclic fatigue using boundary technique. *J. Mater. Sci. Lett.*, v. 22, n. 24, p. 1775–1777, dez. 2003.

ZHANG, Y.; SAILER, I.; LAWN, B.R. Fatigue of dental ceramics. *J. Dent.*, v. 41, n. 12, p. 1135–1147, dez. 2013.

## ARTIGO SUBMETIDO

---

Dental Materials

Authors: Ulysses Lenz, Renan Brandenburg dos Santos, Jason Allan Griggs, Carlos Estrela, Mike dos Reis Bueno, Olavo Cesar Lyra Porto, Alvaro Della Bona

### **Longevity of narrow diameter implant abutments: assessment of structural damage and loosening**

#### **ABSTRACT**

**Objectives:** To evaluate structural damage and loosening of abutments placed on narrow diameter implants after cyclic fatigue. ]

**Methods:** Sixty Morse taper narrow diameter implants (Neodent, Brazil) received two types of abutments (1PA- one-piece abutment or 2PA- two-piece abutment), which were randomly divided into 3 fatigue experiments (n=10). The implants were placed into a customized supporting holder and a software-assisted digital torque wrench secured the manufacturer recommended torque for each abutment. Cone beam computed tomography (CBCT) scans were acquired, before and after fatigue, and post processed (software e-Vol DX) to assess damage and abutment displacement. The boundary fatigue method was adapted to use 2x10<sup>6</sup> cycles, 2 Hz of frequency and constant peak load of 80 N (first experiment) that varied according to the failure rate of previous

specimens (second and third experiments). Failure was evaluated using CBCT scans and removal torque values. Data were used to estimate long-term torque degradation, probability of failure and Weibull modulus (software ALTA PRO9).

**Results:** All 2PA specimens became loosen independently of the applied fatigue load, and structural bending was observed in six abutments after the first experiment, four in the second experiment, and four in the third fatigue experiment. No 1PA loosening was observed during the first fatigue experiment. Four 1PA specimens loosened in the second and third fatigue experiments. 1PA had longer predicted lifetimes and slower torque degradation than 2PA specimens.

**Significance:** 1PA showed greater long-term survival probability than 2PA. The predicted lifetime for abutment loosening, when combined with CBCT imaging in different clinical scenarios, can serve as a valuable non-invasive diagnostic tool, assisting dental practitioners in their decision-making process.

## 1. INTRODUCTION

The replacement of missing teeth with osseointegrated implants and titanium abutments has showed high survival rates and peri-implant tissue preservation[1]. This restoration approach involves a coupling with screw threads. As a result, the prosthetic interfaces within the implant-abutment system are susceptible to failure, mostly by abutment loosening, which is frequently caused by parafunctional habits, wide occlusal surface (or cantilever), and the design of the implant-abutment system[2,3]. The availability of multiple implant and abutment designs offers to dentists a wide variety of alternatives during restorative

planning. The abutment design for the rehabilitation of single-unit implants using cemented prostheses varies depending on factors such as the diameter and height of the cementable area, abutment angulation and indexing, and the availability of two-piece abutment (2PA) options. Both laboratory based[4,5] and clinical investigations[6] have indicated that angled two-piece abutments increase the likelihood of screw loosening. The use of narrow-diameter implants (NDIs) for three-dimensional bone site optimization offers an alternative to angulation of prosthetic components. From a clinical perspective, effectively managing excess cement and ensuring accurate prosthesis adaptation to one-piece abutments during cementation process can be challenging with peri-implant emerging profiles and subcrestal implant placement. Conversely, two-piece abutments can be cemented in a controlled laboratory setting and placed directly to the implant in the oral cavity. Although one-piece abutments (1PA) outperform two-piece abutments in finite element analysis [7], the fatigue behavior of both of these styles of abutments placed on NDIs remains unclear. Studies evaluating damage and loosening under simulated fatigue conditions have been used to understand the mechanical behavior of implant abutments [8–11]. Currently, there are several strategies to measure abutment loosening in laboratory studies. Analog and digital torque wrenches are measuring tools that are often combined with data-collection software and signal transducers. Although computerized microtomography images have been demonstrated effectiveness in evaluating abutment systems on implants [12,13], their applicability remains limited to in vitro studies. The technologies and systems used to acquire cone beam computed tomography (CBCT) images are continuously improving. Algorithms

have been successfully applied in modern dentistry to decrease the artifacts that are caused by metallic materials, resulting in high-resolution images with minor dimensional alterations from metallic structures[14,15]. As technology advances, dentists can acquire more information from a routine three-dimensional examination. However, a comprehensive evaluation of an implant abutment system using CBCT-acquired images still requires further investigation for methodological enhancement. Nevertheless, replacing missing teeth requires surgical and prosthetic planning, which is usually supported by CBCT imaging, in addition to an in-depth comprehension of the patient's profile and the longevity of dental restorative materials. Careful abutment selection customized to each clinical scenario can prevent implant-abutment loosening and streamline the clinician's decision-making process. Thus, the objective of this study was to assess the damage and loosening of two different styles of abutments (1PA and 2PA) on narrow-diameter implants (NDIs) when exposed to cyclic fatigue, testing the hypothesis that two-piece abutments (2PA) show greater structural damage and loosening than one-piece (1PA) abutments.

## 2. METHODS AND MATERIALS

Sixty Morse taper implants (Neodent, Brazil; 3.5 mm in diameter and 15 mm in length) were randomly divided into two groups, and each implant was paired with one of two different styles of abutments (3.3 mm in diameter x 4 mm in height x 1.5 mm transmucosal; Neodent, Brazil): one-piece abutment (1PA) and two-piece abutment (2PA). It is worth noting that increased failure probability was observed among implants with a diameter less than 3.75 mm[16], which assist on the

definition of narrow diameter implants used in the study. The implants and abutments were composed of a titanium alloy (Ti6Al4V), in accordance with ASTM F136 standards. The study workflow is shown in Figure 1.

## 2.1 Specimen fabrication

A customized sample supporting holder was fabricated to simulate the mechanical properties and layered structure of the human mandible. Fiberglass reinforced epoxy resin cylinders (G10- NEMA Grade G-10; Accurate Plastics, Inc) were sectioned, and an internal cylindrical cavity was prepared from the bottom surface leaving a 3 mm thick layer at the top surface to simulate the cervical cortical bone. The implants were placed simulating a 3 mm of bone resorption, following the recommendations of the International Organization for Standardization (ISO)[17]. The internal cavity of the supporting holder was filled with cold-cure acrylic resin to simulate human medullary bone. Both materials met the ISO recommendations for Young's elastic modulus (E) higher than 3 GPa, meaning, the acrylic resin has E=6 GPa, simulating the medullary bone, and the G10 has E=16 GPa, simulating the cortical bone[15,16,17]. The abutment initial torque (AIT) was secured using a software-assisted (SW U801, Lutron, Taiwan) digital torque wrench (TQ8800; Lutron Taiwan). The manufacturer recommended AIT is 32 N·cm for 1PA and 15 N·cm for 2PA. As recommended by ISO [15], a hemispherical cap to prevent the deflection that occurs during loading from altering the loading center. The hemispherical caps were made of cobalt-chromium alloy with a screw

access was cemented on the abutments so that the abutment removal torque (ART) could be measured without external force bias.

## 2.2 Fatigue testing

The boundary methodology of Maennig was used to assign compressive load levels to the samples. Loading followed a sinusoidal wave with a peak at the assigned load for  $2 \times 10^6$  cycles in distilled  $37^\circ\text{C}$  water, at a frequency of 2 Hz and constant load using a pneumatic cycling machine (Biopdi, Biocycle, São Carlos, Brazil). The load variations in each cycle had a ratio of 1%. Three fatigue experiments were performed for each abutment type ( $n=10$ ), starting with a peak load of 80 N for both groups (1PA and 2PA). The initial load (80 N) was selected based on previous studies[20,21]. The load for the following two fatigue experiments changed considering the following equations[22]:  $\alpha = S \cdot i / n \rightarrow i > 0.5n$  (1)  $\alpha = S \cdot (1 - i / n) \rightarrow i \leq 0.5n$  (2) where  $i$  is the number of samples that failed on the previous fatigue experiment,  $n$  is the total number of samples tested ( $n=10$ ), and  $S$  is a constant ( $S=0.178$ ) to minimize the chance that all or none of the samples would fail for both abutments. Failure was defined as loss of  $\geq 20\%$  of the abutment initial torque (AIT)[23]. For the 1PA groups, the following peak load was applied in each fatigue experiment: 1st (80 N), 2nd (94.2 N) and 3rd (105 N). For the 2PA groups, the following peak load was applied: 1st (80 N), 2nd (65.7 N) and 3rd (54 N). A degradation analysis was performed with ALTA PRO 9 software (ReliaSoft, Tucson, AZ, USA). The initial torque (AIT) value (before fatiguing) and the removal torque (ART) value (after  $2 \times 10^6$  cycles) were registered, and a linear model was used to predict the number of cycles

when the torque for each specimen would decrease to the critical level, which was assigned as the failure time. The critical torque level was set at 80% of the manufacturer's recommended torque (25.6 N·cm for 1PA and 12.0 N·cm for 2PA). Maximum likelihood estimation was used to fit an inverse power law life-stressor relation with a Weibull stochastic distribution to the failure times. The model parameters  $\beta$  (Weibull modulus) and  $\eta$  (characteristic lifetime) were registered, considering  $n$  as the inverse power law exponent,  $K$  as the inverse power law coefficient, and  $\sigma$  as the stressor (in this case, it is the simulated bite force in newtons). A 95% confidence interval (95%CI) was calculated for each model parameter. The use level was set to 80 N for creating Weibull plots.

### 2.3 Assessment with CBCT images

Before and after fatigue testing, cone beam computerized tomography (CBCT) scans (PreXion 3D Elite®; PreXion, Inc, San Mateo, California, USA) were acquired using a high-resolution protocol (FOV 5.6x5.2, Voxel size of 100  $\mu\text{m}$ , 90 kV, 4 mA – 50  $\mu\text{mSv}$ ) [24]. Buccal, lingual, mesial, and distal surfaces from each sample were marked as standard references for CBCT scans and to synchronize the initial and final measurements (X-axis – width; Y-axis – height, and Z-axis – depth). All CBCT-scan DICOM files were interpreted with the post-processing software e-Vol DX, using a dedicated algorithm (filter) for artifact reduction (Blooming Artifact Reduction - BAR). The BAR algorithm employs different intensity filters with various brightness, contrast, enhancement, and dynamic range adjustments to reduce the blooming effect in hyperdense areas. The final evaluation was performed

on grayscale images, with visual confirmation of object contours without intrusion of hyperdense artifacts into neighboring structures. This methodology measured the distance between the lower end of the abutment screw thread (BS) and the lower wall of the internal implant cavity that retains the abutment (LW) before and after the fatigue test of the samples. The measuring tool was configured in millimetric units using the BAR2 filter. The images were aligned in three anatomical orientation planes (axial, coronal, and sagittal), with the sample long axis perpendicular to the ground to prevent parallax errors (Figure 2). Slices (0.1 mm) were obtained from 3D images reconstructed using the BAR2 filter to define anatomical surface boundaries for measurements in the axial plane. Replication of positions in 3D mode was performed using multiplanar reconstruction (MPR), and correct positioning was established with the assistance of an attached positioning guide of the filter. The 3D image density was adjusted to resemble the 2D image dimension, and the intermediate grayscale position was verified in the CBCT image before measuring the distance between the two reference points in 2D mode (Figure 2). The measurements were recorded in SigmaPlot 14.0 (Systat Software), and the data were analyzed with one-way ANOVA and Tukey post hoc test ( $\alpha=0.05$ ).

### 3. RESULTS

Tables 1-3 present the initial and final (post-fatigue) torque values and the measurements between the BS and LW, before and after fatigue testing. The first fatigue experiment resulted in the survival of all IPA samples. Upon increasing the peak load, the second fatigue experiment caused significant abutment loosening in four samples, with

no structural damage to the 1PA samples. In the third fatigue experiment, four samples loosened, one sample showed structural bending and one abutment suffered catastrophic fracture at  $1.5 \times 10^6$  cycles. For the 2PA group, all samples experienced loosening regardless of the applied load during the fatigue experiments. In terms of structural damage, bending was observed in six abutments after the first experiment, four in the second experiment, and four in the third fatigue experiment (Figure 3). The following torque changes (in N·cm) were observed during the fatigue experiments (1, 2 and 3) of the study (mean and standard deviation): torque loss for 2PA-1 ( $-59.33 \pm 23.82$ ), 2PA-2 ( $-78.67 \pm 13.25$ ), 2PA-3 ( $-61.33 \pm 20.79$ ), 1PA-2 ( $-17.81 \pm 15.66$ ), 1PA-3 ( $-19.44 \pm 26.9$ ), and an irrelevant increase in torque for 1PA-1 ( $4.06 \pm 11.78$ ). The inverse power law exponents and their 95%CI for 1PA (-1.3; -5.6, 2.9) and for 2PA (-0.3; -1.04, 0.4) showed that both abutment types were sensitive to the load levels on average, although the confidence intervals overlapped zero. 2PA samples showed a faster torque degradation than 1PA samples (Figures 4 and 5). This relationship is illustrated by 1PA data being located further to the right in the Weibull plots (indicating longer predicted lifetimes) (Figure 6). 1PA samples exhibited more variability in their response compared to 2PA samples, and this reflects the difference in Weibull modulus values ( $\beta=1.0$  for 1PA and  $\beta=2.7$  for 2PA). At  $2 \times 10^6$  cycles, the 1PA samples had a failure probability (95%CI) with the following load peaks: 42% (19, 76) with 80 N·cm; 36% (21, 56) with 94.2 N·cm; and 32% (16, 56) with 104.2 N·cm.

#### 4. DISCUSSION

One of the most important objectives of in vitro studies is to predict the long term survival of dental materials and structures simulating the oral service[25]. The present study investigated the structural damage and loosening of different abutments placed on narrow-diameter implants (NDIs) to understand their mechanical behavior and clinical implications. The study showed that one-piece abutments (1PA) outperformed two-piece abutments (2PA) in terms of avoiding loosening and structural damage with a longer lifetime when placed in a Morse taper NDI system, accepting the experimental hypothesis. The comparison between 1PA and 2PA has been discussed in the literature[7,20,26]. After mechanical cycling of an implant system placed at bone level and supported by a metal specimen holder, one study [21] reported on torque decrease for both types of abutments. On the other hand, another study [18] tested both abutment types supported by a metal structure in short-term cyclic fatigue conditions (1350 cycles) showing that the two-piece abutment had higher removal torque values. Additionally, the authors observed that the abutment screw got loose, while the abutment post remained frictionally engaged with the implant. Although the force required to displace the abutment post was not measured in the present study, this friction was observed in the majority of 2PA samples. Visible bending of this component was also identified as structural damage in 14 samples on the present study. A study [22] using finite element analysis reported that bending was probably a result of stress concentration in the implant neck region. Such structural bending did not occur in 1PA samples, suggesting that a greater number of interfaces in the implant-abutment system (as seen in 2PA) can

promote structural damage and screw loosening. The use of a sample support that mimics cortical and medullary bone [18] and adhering to the ISO guidelines [15] for the standardization of mechanical testing on implants probably is a better simulation of the oral conditions. Therefore, the conflicting findings from the studies can be attributed to methodological differences. Although ISO suggests simulating 3 mm of bone resorption around the implant, this recommendation may imply mechanical consequences that are rarely seen in the clinical setting, since Morse taper implants are often placed below the bone crest, resulting in satisfactory peri implant bone maintenance [1]. Fatigue methods have been used to simulate oral service [20,26–31]. In the present study, the Boundary fatigue method suggested peak loads considering the sample failure rate during the fatigue tests, and the degradation analysis applied the experimental data to a linear model to estimate the likelihood of failure, reliability, and torque degradation over time for an implant abutment system. Thus, defining the failure criteria for the tested samples was essential. In dental ceramic structures, catastrophic failures start from crack propagation [32–34]. Similarly, when the abutment becomes loose, the implant abutment system has greater susceptibility to catastrophic failure. Thus, failure (loosening) was defined in the present study as a loss of, at least, 20% of the initial torque, as it significantly affects the predicted lifetime of the system [23]. As a result, long-term estimations of torque degradation and failure probability for the investigated implant abutment assemblies were feasible. Both types of abutments (1PA and 2PA) were sensitive to the applied load levels. The Weibull plot (Figure 6) shows that the projected lifetime for 1PA samples is longer than for 2PA samples. Notably, 1PA samples showed

more variability, which can be attributed to fewer samples experiencing torque loss and higher AIT values. Hence, 2PA samples exhibit less variability but fail within a shorter range of cycles. These findings suggest that patients would need more frequently checkups when 2PA are used. The Boundary fatigue method used in the present study originally requires a larger number of samples for cyclic fatigue, which can be considered a limitation of the study, but testing dental implants systems means a high experimental cost, which induced a feasible technical adaptation of the method. Nonetheless, predicting the lifetime and long-term mechanical behavior of dental materials and structures is valuable information, and this fatigue method offered relevant outcomes such as the probability of failure (loosening) and the structural reliability of abutments placed on implants.

The resistance of the 1PA samples against degradation over time was quantitatively evaluated by analyzing failure probability at different load levels. As the peak load increased, the 1PA samples showed a lower likelihood of failure, potentially attributed to higher removal torque values in some samples and the Morse friction effect following cyclic loading. Conversely, cyclic fatigue in 2PA led to structural bending in 14 samples, which may be due to the micro-movements and vibrations within the 2PA system that adversely impacted the removal torque values and the structural damage, likely due to friction wear and loss of titanium material[35,36]. Alloy composition, abutment screw thickness, and initial torque can significantly influence on such wear[35,37]. Indeed, abnormal gaps observed in representative CBCT images (Figure 3) suggest horizontal abutment screw displacement, leading to torque loss and plastic deformation of the titanium alloy. Thus, further studies

evaluating the mechanical behavior of different titanium alloys and designs of 2PA would be scientifically relevant. The evaluation of abutment displacement using CBCT images processed by the eVol-DX software was acceptable for samples with no structural damage, predominantly from the 1PA group. However, structural damaged samples from fatigue showed inconsistent screw displacements, which may be due to the plastic deformation of the abutment preventing apical screw dislocations. Nevertheless, from the clinical perspective, abutments exhibiting visible structural damage can be identified and clinically treated. Implant-supported rehabilitations can show adverse effects in the presence of gaps, damage, or loosening within the system. Post-processing CBCT scans can reveal such problems and precisely locate them, assisting on clinical decision making. The influence of different internal implant connections (such as internal hexagon, external hexagon, and octagon) and the presence of indexing within the Morse taper system require further investigations. It is worth noted that on performing the CBCT/e-Vol DX method the operator needs adequate training and calibration, but he/she should be blinded for any other data (e.g. ART data), and the sample supporting holder must be fabricated from non-metallic, hypodense materials that should be kept immersed in distilled water during the scans acquisition to allow unobstructed visualization of the region of interest. These precautions were taken into account in the present study. The torque degradation analysis and the estimated lifetime for abutment loosening suggest that implants restored with 2PA require more frequent maintenance than 1PA. Yet, whenever inferring *in vitro* mechanical outcomes into clinical practice, it is essential to consider the influence of fatigue conditions on the clinical

scenario. Assuming a worst-case scenario suggested by the ISO standard with an NDI placed in 30° angle and 3 mm above the bone crest, CBCT scans should be performed immediately after abutment placement, followed by further CBCT scans 2-3 times earlier for 2PA than for 1PA. As CBCT scans are able to detect damage and loosening within the implant-abutment system, the dentist can determine the need for prosthetic intervention without requiring the removal of the crown and abutment. The risks for patients associated with relatively low radiation doses (50 µmSv) are almost nonexistent or undetectable, according to the American Association of Physicists in Medicine. Also, low doses of radiation are frequently employed for clinical diagnostic reasons in dentistry. When used effectively, the benefits of radiographic exams much outweigh the minor dangers. Therefore, the projected lifetime for abutment loosening, when combined with CBCT imaging in different clinical scenarios, can serve as a valuable non-invasive diagnostic supporting tool, assisting dental practitioners in their decision making process. Clinical studies assessing the efficacy of the non-invasive diagnostic methodology (CBCT) are crucial to validate this method as well assessing the influence of peri-implant tissues and structures on image resolution and accuracy.

5. CONCLUSION Considering the abovementioned limitations and the experimental conditions of this study, it is possible to conclude that:

- 1PA showed a more favorable biomechanical performance than the 2PA, resulting in less structural damage and longer estimated lifetime;
- The method used for acquiring CBCT scans and post processing using the e-Vol DX software resulted in high-resolution images enabling to assess damage, gaps and displacements within the implant abutment system.
- The evaluated

methods allowed for the analysis of fatigued abutments placed on implants, turning out to be a potential non-invasive diagnostic tool for clinically assessing structural damage and displacements in implant systems.

## **TABLES**

**Table 1.** Values of abutment initial torque (AIT) and removal torque (ART), followed by the percentage of torque changes (ART – AIT). The measurements of the distance between the lower end of the abutment screw thread (BS) and the lower wall of the internal implant cavity that retains the abutment (LW) before and after the fatigue test, followed by the displacement value for all samples in the first fatigue experiment. Mean and standard deviation (SD) values for each column are shown in the last two lines.

One-piece Abutment (80 N)						
Specimen	AIT (N)	ART (N)	Torque changes (%)	Initial BS-LW measurement (mm)	Final BS-LW measurement (mm)	Abutment/screw displacement (mm)
1	32	35	9.4	1.522	1.531	0.009
2	32	29	-9.4	1.599	1.420	-0.179
3	32	34	6.3	1.428	1.391	-0.037
4	32	34	6.3	1.483	1.388	-0.095
5	32	39	21.9	1.485	1.453	-0.032
6	32	30	-6.3	1.462	1.482	0.020
7	32	37	15.6	1.528	1.522	-0.006
8	32	27	-15.6	1.525	1.406	-0.119
9	32	32	0.0	1.455	1.454	-0.001
10	32	36	12.5	1.454	1.329	-0.125
<b>Mean</b>	32	33.3	4.1	1.494	1.438	-0.056
<b>SD</b>	0	3.7	11.7	0.050	0.063	0.068
Two-piece abutment (80 N)						
1	15	4 *†	-73.3	1.265	1.255	-0.010
2	15	2 *†	-86.7	1.313	1.246	-0.067
3	15	8 *	-46.7	1.453	1.385	-0.068
4	15	11 *†	-26.7	1.389	1.218	-0.171
5	15	1 *†	-93.3	1.378	1.356	-0.022
6	15	8 *	-46.7	1.288	1.270	-0.018
7	15	7 *	-53.3	1.357	1.284	-0.073
8	15	10 *	-33.3	1.270	1.256	-0.014
9	15	8 *	-46.7	1.167	1.273	0.106
10	15	2 *	-86.7	1.356	1.273	-0.083
<b>Mean</b>	15	6.1	-59.3	1.323	1.281	-0.042
<b>SD</b>	0	3.5	23.8	0.080	0.050	0.070

\*: Abutment loosening; †: Structural abutment bending

**Table 2.** Values of abutment initial torque (AIT) and removal torque (ART), followed by the percentage of torque changes (ART – AIT). The measurements of the distance between the lower end of the abutment screw thread (BS) and the lower wall of the internal implant

cavity that retains the abutment (LW) before and after the fatigue test, followed by the displacement value for all samples in the second fatigue experiment. Mean and standard deviation (SD) values for each column are shown in the last two lines.

One-piece abutment (94.2 N)						
Specimen	AIT (N)	ART (N)	Torque changes (%)	Initial BS-LW measurement (mm)	Final BS- LW measurement (mm)	CBCT displacement (mm)
1	32	28	-12.5	1.537	1.397	-0.140
2	32	31	-3.1	1.446	1.403	-0.043
3	32	23 *	-28.1	1.468	1.408	-0.060
4	32	18 *	-43.8	1.564	1.503	-0.061
5	32	22 *	-31.3	1.382	1.438	0.056
6	32	23 *	-28.1	1.519	1.573	0.054
7	32	26	-18.8	1.493	1.510	0.017
8	32	34	6.3	1.474	1.414	-0.060
9	32	32	0.0	1.462	1.449	-0.013
10	32	26	-18.8	1.363	1.300	-0.063
<b>Mean</b>	32	26.3	-17.82	1.470	1.439	-0.017
<b>SD</b>	0	5	15.68	0.063	0.075	0.191
Two-piece abutment (65.7 N)						
1	15	7 *	53.3	1.230	1.157	-0.073
2	15	2 *	86.7	1.314	1.212	-0.102
3	15	2 *	86.7	1.343	1.360	0.017
4	15	1*	93.3	1.303	1.257	-0.046
5	15	6 *†	60.0	1.317	1.322	0.005
6	15	3 *	80.0	1.264	1.281	0.017
7	15	3 *	80.0	1.289	1.158	-0.131
8	15	4 *†	73.3	1.326	1.280	-0.046
9	15	3 *†	80.0	1.234	1.283	0.049
10	15	1 *†	93.3	1.283	1.256	-0.027
<b>Mean</b>	15	3.2	78.6	1.290	1.256	-0.033
<b>SD</b>	0	1.9	13.2	0.038	0.065	0.057

\*: Abutment loosening; †: Structural abutment bending.

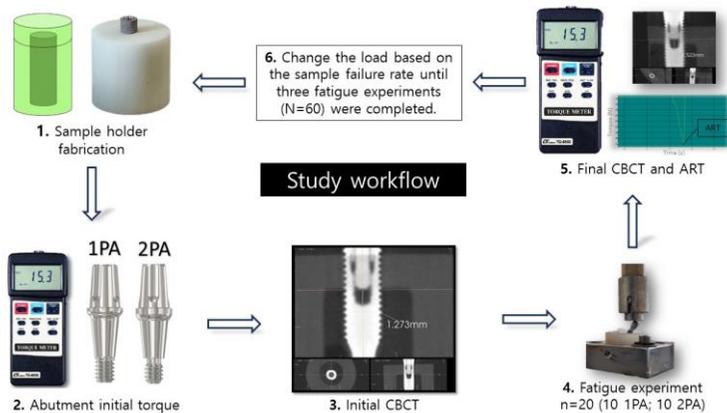
**Table 3.** Values of abutment initial torque (AIT) and removal torque (ART), followed by the percentage of torque changes (ART – AIT). The measurements of the distance between the lower end of the abutment screw thread (BS) and the lower wall of the internal implant cavity that retains the abutment (LW) before and after the fatigue test, followed by the displacement value for all samples in the third fatigue experiment. Mean and standard deviation (SD) values for each column are shown in the last two lines.

One-piece abutment (104.2 N)						
Specimen	AIT (N)	ART (N)	Torque changes (%)	Initial BS-LW measurement (mm)	Final BS- LW measurement (mm)	Abutment/screw displacement (mm)
1	32	ACF	NA	1.432	NA	NA
2	32	26	-18.8	1.460	1.442	-0.018
3	32	14 *	-56.3	1.343	1.476	0.133
4	32	31	-3.1	1.565	1.584	0.019
5	32	40	25.0	1.455	1.365	-0.090
6	32	31	-3.1	1.392	1.415	0.023
7	32	14 *	-56.3	1.497	1.450	-0.047
8	32	31	-3.1	1.456	1.460	0.004
9	32	25 *	-21.9	1.408	1.404	-0.004
10	32	20 *†	-37.5	1.609	1.452	-0.157
Mean	32	25.77	-19.45	1.465	1.449	-0.015
SD	0	8.6	26.9	0.083	0.060	0.080
Two-piece abutment (54 N)						
1	15	9 *	-40.0	1.233	1.217	-0.016
2	15	5 *†	-66.7	1.295	1.262	-0.033
3	15	2 *†	-86.7	1.185	1.221	0.036
4	15	2 *	-86.7	1.338	1.361	0.023
5	15	8 *	-46.7	1.232	1.215	-0.017
6	15	3 *	-80.0	1.238	1.217	-0.021
7	15	3 *	-80.0	1.334	1.271	-0.063
8	15	10 *†	-33.3	1.252	1.172	-0.080
9	15	8 *†	-46.7	1.207	1.145	-0.062
10	15	8 *	-46.7	1.217	1.207	-0.010
Mean	15	5.8	-61.3	1.253	1.228	-0.025
SD	0	3.1	20.8	0.052	0.059	0.039

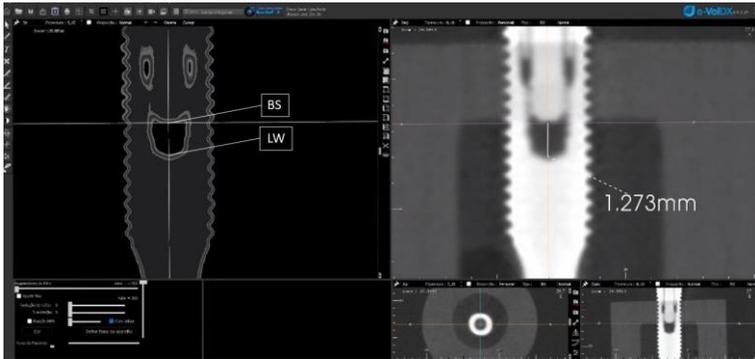
\* Abutment loosening; † Structural abutment bending; ACF: Abutment Catastrophic Fracture; NA- Non-Applicable.

## FIGURES

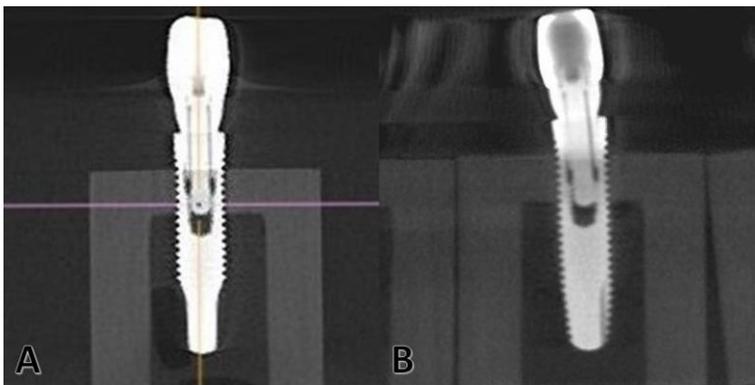
**Figure 1.** Study workflow. 1. Manufacture of the sample supporting holder and placement of the implant; 2. Abutment initial torque (AIT) secured for 2PA at 15 N·cm and for 1PA at 32 N·cm; 3. Initial CBCT image; 4. First fatigue experiment performed for both abutments (n=10) using a cyclic load of 80 N; 5. Final CBCT image and abutment removal torque (ART) measurement; 6. Second fatigue experiment performed considering the survival of the abutments in the first experiment; 7. The same workflow was followed for the 3rd fatigue experiment considering the survival of the abutments in the second experiment.



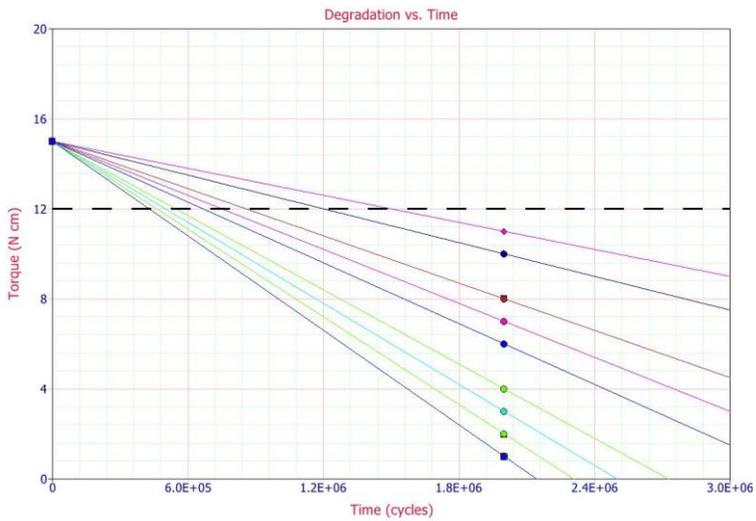
**Figure 2.** Millesimal measurement of a 2PA sample using e-Vol DX software at 20x zoom.



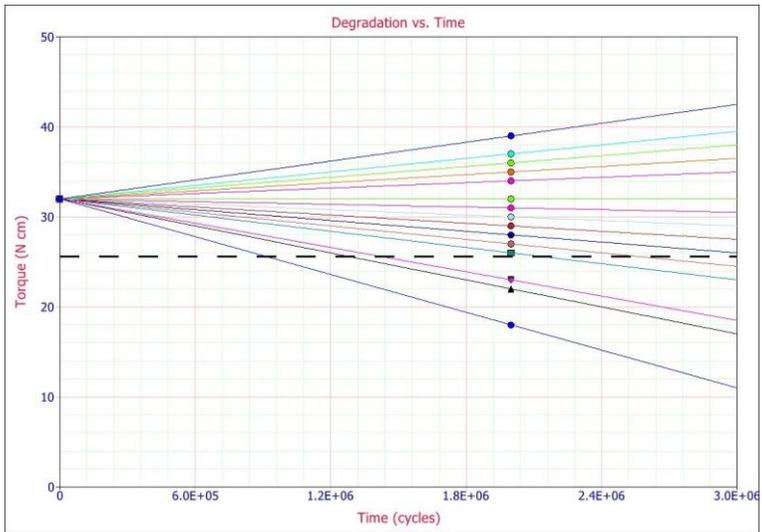
**Figure 3.** CBCT image post-processed using e-Vol DX of a 2PA sample before (A) and after (B) fatigue testing (5x zoom).



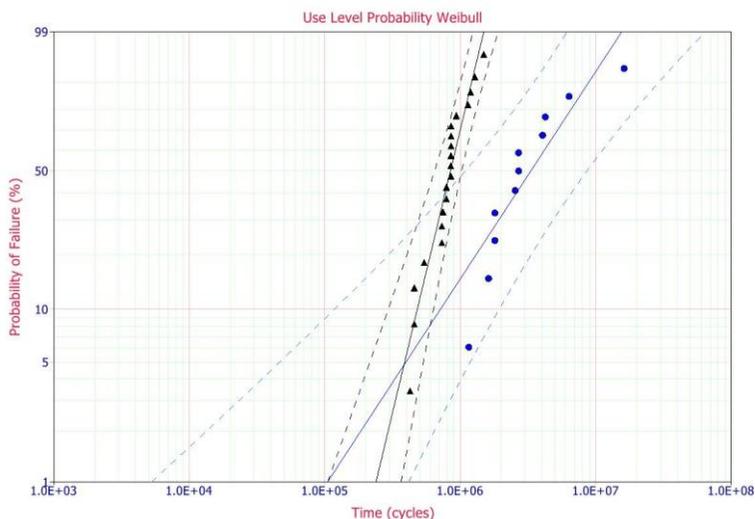
**Figure 4.** Torque degradation over time (cycles) for 2PA samples. The black pointed line sets the pre-defined failure: 20% of torque loss from the initial abutment torque (12 N·cm).



**Figure 5.** Torque degradation over time (cycles) for IPA samples. The black pointed line sets the pre-defined failure: 20% of torque loss from the initial abutment torque (25.6 N·cm)



**Figure 6.** Weibull plot of failure probability versus time (cycles) for one-piece abutments specimens (blue dots) and two-piece abutments (black triangles). Dotted lines are the 95% confidence intervals.



## 5. REFERENCES

[1] French D, Ofec R, Levin L. Long term clinical performance of 10 871 dental implants with up to 22 years of follow-up: A cohort study in 4247 patients. *Clin Implant Dent Relat Res* 2021;23:289–97. <https://doi.org/10.1111/cid.12994>.

[2] Katsavochristou A, Koumoulis D. Incidence of abutment screw failure of single or splinted implant prostheses: A review and update on current clinical status. *J Oral Rehabil* 2019;46:776–86. <https://doi.org/10.1111/joor.12817>.

[3] Londhe SM, Gowda EM, Mandlik VB, Shashidhar MP. Factors associated with abutment screw loosening in single implant

supported crowns: A cross-sectional study. *Med J Armed Forces India* 2020;76:37–40. <https://doi.org/10.1016/j.mjafi.2018.06.011>.

[4] Hein D, Joly JC, Napimoga MH, Peruzzo DC, Martinez EF. Influence of abutment angulation on loss of prosthetic abutment torque under mechanical cycling. *J Prosthet Dent* 2021;125:349.e1-349.e6. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2020.10.010>.

[5] Pitman J, Van Craenenbroeck M, Glibert M, Christiaens V. Screw loosening in angulation-correcting single implant restorations: A systematic review of in vitro studies. *J Prosthet Dent* 2022. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2022.08.003>.

[6] Rasaie V, Abduo J, Falahchai M. Clinical and Laboratory Outcomes of Angled Screw Channel Implant Prostheses: A Systematic Review. *Eur J Dent* 2022;16:488–99. <https://doi.org/10.1055/s-0041-1740298>.

[7] Petris GP, De Carli JP, Paranhos LR, Santos PL, Benetti P, Walber M, et al. Morse taper performance: A finite element analysis study. *Clinics* 2019;74:e852. <https://doi.org/10.6061/clinics/2019/e852>.

[8] Yilmaz B, Çakmak G, Batak B, Johnston WM. Screw stability of CAD- CAM titanium and zirconia abutments on different implants: An in vitro study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2021;23:373–9. <https://doi.org/10.1111/cid.13001>.

[9] Attiah EMN, AlGendy AA, Mostafa TMN. Effect of dynamic cyclic loading on screw loosening of retightened versus new abutment screw in both narrow and standard implants (in-vitro study). *Int J Implant Dent* 2020;6:30. <https://doi.org/10.1186/s40729-020-00229-3>.

[10] Khalili M, Luke A, El-Hammali H, DiPede L, Weiner S. Efficacy of Several Retightening Protocols for Maintaining Clamping

Force in the Implant-Abutment Joint: An In Vitro Pilot Study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2019;34:1084–90. <https://doi.org/10.11607/jomi.7426>.

[11] de Moura MB, Rodrigues RB, Pinto LM, de Araújo CA, Novais VR, Júnior PCS. Influence of Screw Surface Treatment on Retention of Implant-Supported Fixed Partial Dentures. *J Oral Implantol* 2017;43:254–60. [https://doi.org/10.1563/aaid\\_joi-D-16-00145](https://doi.org/10.1563/aaid_joi-D-16-00145).

[12] Rezende CEE, Griggs JA, Duan Y, Mushashe AM, Nolasco GMC, Borges AFS, et al. An Indirect Method to Measure Abutment Screw Preload: A Pilot Study Based on Micro-CT Scanning. *Braz Dent J* 2015;26:596–601. <https://doi.org/10.1590/0103-6440201300274>.

[13] Oziūnas R, Sakalauskienė J, Jegelevičius D, Janužis G. A comparative biomechanical study of original and compatible titanium bases: evaluation of screw loosening and 3D-crown displacement following cyclic loading analysis. *J Adv Prosthodont* 2022;14:70. <https://doi.org/10.4047/jap.2022.14.2.70>.

[14] Gregoris Rabelo LE, Bueno M dos R, Costa MVC da, de Muis CR, Estrela CR de A, Guedes OA, et al. Blooming artifact reduction using different cone-beam computed tomography software to analyze endodontically treated teeth with intracanal posts. *Comput Biol Med* 2021;136:104679. <https://doi.org/10.1016/j.compbiomed.2021.104679>.

[15] Estrela C, Costa MVC, Bueno MR, Rabelo LEG, Decurcio DA, Silva JA, et al. Potential of a New Cone-Beam CT Software for Blooming Artifact Reduction. *Braz Dent J* 2020;31:582–8. <https://doi.org/10.1590/0103-6440202005899>.

[16] Griggs JA. Dental Implants. Dent Clin North Am 2017;61:857–71. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2017.06.007>.

[17] Iso 14801. Dentistry. Implants. Dynamic fatigue test for endosseous dental implants. Int Organ Stand Geneva, Switz 2007;3:16.

[18] Duan Y, Griggs JA. Effect of loading frequency on cyclic fatigue lifetime of a standard-diameter implant with an internal abutment connection. Dent Mater 2018;34:1711–6. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2018.09.001>.

[19] Rho JY, Ashman RB, Turner CH. Young's modulus of trabecular and cortical bone material: Ultrasonic and microtensile measurements. J Biomech 1993;26:111–9. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(93\)90042-D](https://doi.org/10.1016/0021-9290(93)90042-D).

[20] Ricciardi Coppedê A, de Mattos M da GC, Rodrigues RCS, Ribeiro RF. Effect of repeated torque/mechanical loading cycles on two different abutment types in implants with internal tapered connections: an in vitro study. Clin Oral Implants Res 2009;20:624–32. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2008.01690.x>.

[21] Coray R, Zeltner M, Özcan M. Fracture strength of implant abutments after fatigue testing: A systematic review and a meta-analysis. J Mech Behav Biomed Mater 2016;62:333–46. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2016.05.011>.

[22] Zhang Y, Griggs JA. Evaluation of failure probability estimators for cyclic fatigue using boundary technique. J Mater Sci Lett 2003;22:1775–7. <https://doi.org/10.1023/B:JMSL.0000005418.37199.f7>.

[23] Satpathy M, Jose RM, Duan Y, Griggs JA. Effects of abutment screw preload and preload simulation techniques on dental

implant lifetime. JADA Found Sci 2022;1:100010.  
<https://doi.org/10.1016/j.jfscie.2022.100010>.

[24] Santos RB, Lenz U, Griggs JA, Estrela C, Bueno MR, Porto OCL, Della Bona A. Structural and torque changes in implant components of different diameters subjected. Dent Mater, Online ahead of print, 2023.

[25] Della Bona A. Bonding to Ceramics: Scientific Evidences for Clinical Dentistry. Scion Publishing; 2009.

[26] Pintinha M, Camarini ET, Sábio S, Pereira JR. Effect of mechanical loading on the removal torque of different types of tapered connection abutments for dental implants. J Prosthet Dent 2013;110:383–8. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2013.06.007>.

[27] Dittmer S, Dittmer MP, Kohorst P, Jendras M, Borchers L, Stiesch M. Effect of implant-abutment connection design on load bearing capacity and failure mode of implants. J Prosthodont 2011;20:510–6. <https://doi.org/10.1111/j.1532-849X.2011.00758.x>.

[28] Abou-Obaid A, Al-Otaibi H, Akeel R. Effect of Single Off-Axis Implant Placement on Abutment Screw Stability Under Lateral Loading. Int J Oral Maxillofac Implants 2016;31:520–6. <https://doi.org/10.11607/jomi.4124>.

[29] AlQahtani A, Albargash A, Abduljabbar T, Bahmmam F, AbGhani SM, Naseem M, et al. Fracture Resistance of Maxillary Lateral Incisors Restored with Different Post Systems. J Biomater Tissue Eng 2017;7:1203–7. <https://doi.org/10.1166/jbt.2017.1680> WE - Science Citation Index Expanded (SCI-EXPANDED).

[30] Mallmann F, Rosa L, Borba M, Della Bona A. Effect of screw-access hole and mechanical cycling on fracture load of 3-unit

implant-supported fixed dental prostheses. *J Prosthet Dent* 2018;119:124–31. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2017.01.016>.

[31] Rosa L, Borba M, Mallmann F, Fornari F, Bona A. Influences of Screw Access Hole and Mechanical Cycling on the Fracture Load of Implant-Supported Crowns. *Int J Prosthodont* 2019;32:423–9. <https://doi.org/10.11607/ijp.6286>.

[32] Zhang Y, Sailer I, Lawn BR. Fatigue of dental ceramics. *J Dent* 2013;41:1135–47. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2013.10.007>.

[33] Weber KR, Meneghetti DE, Benetti P, Della Bona A, Griggs JA, Borba M. Influence of piston material on the fatigue behavior of a glass-ceramic. *J Prosthet Dent* 2023;129:931–7. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2021.08.001>.

[34] Scherrer SS, Lohbauer U, Della Bona A, Vichi A, Tholey MJ, Kelly JR, et al. ADM guidance—Ceramics: guidance to the use of fractography in failure analysis of brittle materials. *Dent Mater* 2017;33:599–620. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2017.03.004>.

[35] Stimmelmayer M, Edelhoff D, Güth J-F, Erdelt K, Happe A, Beuer F. Wear at the titanium-titanium and the titanium-zirconia implant-abutment interface: a comparative in vitro study. *Dent Mater* 2012;28:1215–20. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2012.08.008>.

[36] Apaza-Bedoya K, Tarce M, Benfatti CAM, Henriques B, Mathew MT, Teughels W, et al. Synergistic interactions between corrosion and wear at titanium-based dental implant connections: A scoping review. *J Periodontal Res* 2017;52:946–54. <https://doi.org/10.1111/jre.12469>.

[37] Colpak E, Gumus H. Effect of Surface Modifications of Abutment Screws on Reverse Torque Values: An In Vitro Study. *Int J Prosthodont* 2020;33:401–9. <https://doi.org/10.11607/ijp.6581>.