

UNIVERSIDADE DE PASSO FUNDO

Renan Brandenburg dos Santos

**Avaliação de dano por fadiga de pilares micro-
mini-abutments para implantes de diâmetro
reduzido**

Passo Fundo, 2023

Renan Brandenburg dos Santos

**Avaliação de dano por fadiga de pilares micro-
mini-abutments para implantes de diâmetro
reduzido**

Dissertação apresentado 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 A. 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

Renan Brandenburg dos Santos, nascido na data de 05/12/1998 na cidade de Ijuí – Rio Grande do Sul- BrASIL, formado cirurgião dentista pela Universidade de Passo Fundo no ano de 2021, formado em atualização em endodontia e odontologia do esporte pela Universidade de Passo Fundo no ano de 2020, atualmente realiza especialização em Implantodontia pela Universidade de Passo Fundo. Principal atividade desenvolvida no presente momento é mestrado em clínica odontológica com bolsa de 40h.

OFERECIMENTOS E AGRADECIMENTOS

À *Deus*, por me dar oportunidade de nascer com saúde e por sempre iluminar o meu caminho.

Aos meus pais, *Moacir e Elisabete*, pela educação, suporte e incansáveis momentos de apoio. Saibam que vocês são os meus maiores exemplos. Onde eu estiver lhes carregarei comigo. Daqui até a eternidade. Amo muito vocês.

À minha companheira, *Bárbara*, por todo carinho e amor em todos os momentos, sendo eles positivos ou negativos. Obrigado por tudo, eu te amo.

À minha segunda família, *Adriana e Vilmar*, pelos conselhos e por todo apoio desde o momento em que lhes conheci.

Ao meu orientador, *Álvaro Della Bona*, pelos ensinamentos e por todo apoio, não somente neste trabalho como em minha vida.

Aos meus colegas, em especial *Ulysses Lenz*, sou grato por todos momentos vividos, pelas experiências divididas e trabalhos realizados em conjunto, vocês são especiais.

Amo muito vocês, cada um faz parte desta conquista.

Sumário

LISTA DE FIGURAS.....	9
LISTA DE ABREVIATURAS.....	10
RESUMO	11
ABSTRATC	12
INTRODUÇÃO.....	13
REVISÃO DE LITERATURA	14
IMPLANTES DE DIÂMETRO REDUZIDO	14
FALHA DE IMPLANTES.....	15
FADIGA/ENVELHECIMENTO DE CORPOS DE PROVA	16
MATERIAL DE SUPORTE	17
TORQUE DE REMOÇÃO (DESTORQUE).....	18
IMAGENS TOMOGRÁFICAS EM IMPLANTES	19
PROPOSIÇÃO	20
OBJETIVO GERAL	20
OBJETIVO ESPECÍFICO	20
MATERIAIS E MÉTODOS	21
PREPARAÇÃO DOS CORPOS DE PROVA (CP).....	22
TESTE DE FADIGA/ENVELHECIMENTO DO CORPO DE PROVA.....	26

AVALIAÇÃO DA ADAPTAÇÃO USANDO TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO (TCFC).....	28
AVALIAÇÃO DO TORQUE/DESTORQUE.....	30
3. RESULTADOS E DISCUSSÕES.....	31
4. CONCLUSÕES.....	35
CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	36
REFERÊNCIAS.....	36
PREPARAÇÃO DOS CORPOS DE PROVA (CP).....	48
TESTE DE FADIGA/ENVELHECIMENTO DO CORPO DE PROVA.....	52
AVALIAÇÃO DA ADAPTAÇÃO USANDO TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO (TCFC).....	53
AVALIAÇÃO DO TORQUE/DESTORQUE.....	55

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Fluxograma do estudo.

Figura 2. Implantes Unitite e seus respectivos pilares Micro-Mini-abutment Reto (SIN – Sistema de Implante, São Paulo, Brasil).

Figura 3. (a) Projeto esquemático (Duan e Griggs, 2018) do bloco de suporte (osso simulado) para receber o implante. **(b)** Bloco de suporte após usinado em torno CNC sendo a camada externa constituída pelo próprio compósito (G10) e a camada interna (diâmetro: 8 mm) é preenchida com resina epóxica ou acrílica.

Figura 4. Kit de brocas Unitite (SIN – Sistema de Implante, São Paulo, Brazil).

Figura 5. (a) Instalação do Implante após sequência de fresagens recomendadas pelo fabricante. **(b)** Verificação do posicionamento do implante no momento da instalação através de paquímetro digital.

Figura 6. Corpo de prova devidamente finalizado previamente a ciclagem.

Figura 7. Máquina de ciclagem pneumática (Biopid, Biocycle, São Carlos, São Paulo, Brasil).

Figura 8. (a) Posicionamento do corpo de prova em ângulo de 30° conforme recomendação da norma ISO 14801:2016. **(b).** Suporte (holder) com angulação de 30°.

Figura 9. Imagens obtidas através do *Software e-Vol DX* da avaliação dos implantes através de TCCB.

Figura 10. a) Torquímetro digital (TQ8800; Lutron, Taipei, Taiwan) utilizado para aferições precisas de torque. **b)** Captura de tela realizada durante a realização do destorque através do Software (Sw-u801, Lutron, Taiwan).

Figura 11. Imagens obtidas através do Software *e-Vol DX*, mostrando deformação estrutural ocorrida pós fadiga em corpo de prova do G1.

Figura 12. Imagens de TCFC avaliadas com o software *e-Vol DX* mostrando falha catastrófica ocorrida pós fadiga em corpo de prova do G1.

LISTA DE ABREVIATURAS

BAR- Blooming artefacto reduction

CNC- Comando numérico computadorizado

CROP- Ferramenta de corte

DICOM- Digital imaging and communications in medicine

e-Vol DX- Software Evolution Dx

GPa- Giga Pascal

G1- Grupo 1 (Implantes com diâmetro de 2,9 mm)

G2- Grupo 2 (Implantes com diâmetro de 3,5 mm)

G3- Grupo 3 (Implantes com diâmetro de 4,3 mm)

Hz - Hertz

ISO- International organization for Standartization

MEV- Microscopia eletrônica de varredura

MPR- Multiplanar

N- Newtons

NDI- Narrow diameter implant

SDI- Standart diameter implant

SIN – Sistema de implante, São Paulo, Brasil

TCFC- Tomografia computadorizada de feixe cônico

RESUMO

Com o intuito de evitar cirurgias enxertivas, implantes de diâmetro reduzido se tornam uma alternativa viável quando o paciente apresenta pouco suporte ósseo para um tratamento que envolve instalação de implantes. O objetivo desse estudo foi avaliar alterações de torque e de estrutura em componentes de implantes de diferentes diâmetros submetidos ao desafio de fadiga mecânica. Trinta implantes dentários de titânio, tipo conemorse (Unitite, SIN – Sistema de Implante, São Paulo, Brazil) com comprimento de 10 mm e seus pilares correspondentes (Micro-Mini-abutment Reto, SIN – Sistema de Implante, São Paulo, Brazil) foram divididos em três grupos distintos (n=10) conforme o diâmetro dos implantes: 4,3 mm, 3,5 mm, e 2,9 mm. Os componentes protéticos foram parafusados nos implantes fixos em um suporte de carga simulando tecido ósseo (G10 modificado), com torque de 20 N para os conjuntos de diâmetro de 4,3 mm e 3,5 mm e com torque de 15 N para os conjuntos com 2,9 mm, conforme recomendação do fabricante e mensurado com torquímetro digital (TQ8800; Lutron, Taipei, Taiwan). Foram coletadas imagens tomográficas (PreXion 3D Elite®; PreXion, Inc, San Mateo, California, USA) de todos os conjuntos (implante/pilar) que foram submetidos a ensaio de fadiga em água destilada a 37°C com os seguintes parâmetros: 2 milhões de ciclos (2×10^6), carga constante de 80 N e frequência de 2 Hz. Após o teste de fadiga, foram coletadas novas imagens de tomografia (TCFC) e realizada mensuração do destorque com o mesmo torquímetro digital, sendo a diferença de valores computada como afrouxamento/apertamento do parafuso. Implantes com diâmetro de 2,9 mm apresentaram deformações estruturais consideráveis em relação aos demais diâmetros de implantes avaliados (3,5 e 4,3 mm) sob fadiga, entretanto não foi observado diferença estatística em relação ao afrouxamento do componente entre os grupos. O uso de imagens com TCFC se mostrou muito coerente com a avaliação direta usando o torquímetro digital, apresentando-se como uma excelente ferramenta de diagnóstico não invasiva para avaliação do afrouxamento de componentes de implantes.

Palavras chave: Implantes dentários, Mini implantes dentários, Fadiga, Tomografia computadorizada de feixe cônico.

ABSTRACT

To avoid grafting surgeries, small diameter implants are a viable alternative for patients with little bone support for implant placement. The aim of this study was to evaluate torque and structural damage to implant components of different diameters subjected to a fatigue challenge. Thirty titanium dental implants, conemorse type (Unitite, SIN - Sistema de Implante, São Paulo, Brazil) with a length of 10 mm and their corresponding abutments (Micro-Mini-abutment Straight, SIN - Sistema de Implante, São Paulo, Brazil) were divided into three groups (n=10) according to the implant diameter: 4.3 mm, 3.5 mm, and 2.9 mm. The implants that were fixed in a load-bearing fixture simulating bone tissue (modified G10) and the abutments were screwed into the implants to a final torque of 20 N for the 4.3 mm and 3.5 mm diameter implants and 15 N for the 2.9 mm implant, The torque was warranted by a digital torque meter (TQ8800; Lutron, Taipei, Taiwan). Tomographic images were obtained (PreXion 3D Elite®; PreXion, Inc, San Mateo, California, USA) from all implant/abutment sets that were subjected to fatigue in 37°C distilled water using the following parameters: 2 million cycles (2×10^6), constant load of 80 N and frequency of 2 Hz. After the fatigue test, new tomographic images were obtained and retorque was measured with the same digital torque meter. The difference in values was computed as screw loosening/tightening. Implants with a diameter of 2.9 mm showed considerable structural deformation in relation to the other implant diameters (3.5 and 4.3 mm). However, no statistical difference was observed among the experimental groups for abutment loosening. The use of tomographic images showed great consistency with the direct assessment using the digital torque meter, emerging as an excellent non-invasive diagnostic tool for assessing loosening of implant components.

Key words: Small dental implants, narrow diameter, fatigue, cone beam computed tomography, e-Vol DX.

INTRODUÇÃO

Implantes de diâmetro reduzido são recomendados para casos em que se apresenta pouco espaço tridimensional para a adequada instalação de implantes de diâmetro padrão, principalmente em casos de incisivos inferiores e incisivos laterais superiores. Os implantes de diâmetro reduzido têm se mostrado uma alternativa para evitar procedimentos cirúrgicos adicionais, como enxertia óssea, com resolução mais rápida dos casos e de menor custo para o paciente (Papadimitriou et al., 2015; Robert Spray et al., 2000; Schiegnitz et al., 2014).

Entretanto, e em comparação aos implantes de diâmetro padrão, o tratamento com implantes de diâmetro reduzido pode sofrer algumas complicações, principalmente com componentes, tais como: afrouxamento do parafuso, fratura de componente, e fratura do parafuso retentor (Allum et al., 2008; Hirata et al., 2014), corroborando com a norma ISO, 2016 que classifica os danos como deformação estrutural permanente; afrouxamento do implante ou conexões; e fratura de qualquer componente do sistema de implante.

A previsibilidade através da taxa de sobrevivência a curto prazo dos implantes de diâmetro padrão (*Standart Diameter Implants- SDI*) apresentam resultados promissores comparados aos implantes de diâmetro reduzido (Assaf et al., 2015; Barbosa et al., 2021; César Neto et al., 2020; Froum et al., 2017; Klein et al., 2014). No entanto, complicações envolvendo implantes de diâmetro reduzido (*Narrow Diameter Implants- NDI*) foram observadas principalmente envolvendo componentes devido a sua menor dimensão (Allum et al., 2008; Quek et al., 2005), sendo a fratura do pilar/componente relatada como principal falha para implantes de diâmetro reduzido com duas peças (Bordin et al., 2018). Além do maior risco de fratura devido ao diâmetro reduzido, os NDI podem comprometer a reabilitação pela sobrecarga óssea (Allum et al., 2008).

Considerando que a degradação da resistência dos sistemas de implantes pode dificultar seu desempenho mecânico, o teste de fadiga de NDI é uma ferramenta importante para avaliar a sobrevivência e os possíveis danos ao sistema implante-pilar, sendo o desafio a ser realizado no presente estudo. Metodologias de imagens (e-Vol DX e MEV) e mensuração de torque digital auxiliaram na interpretação dos achados desse estudo.

REVISÃO DE LITERATURA

IMPLANTES DE DIÂMETRO REDUZIDO

O uso de implantes convencionais (SDI) com diâmetros que comumente variam entre 3,75 mm até 4,8 mm de diâmetro é uma excelente alternativa para os pacientes que necessitam restabelecer espaço edêntulo (Duan & Griggs, 2018; Klein et al., 2014; Thoma et al., 2014). Para o posicionamento ideal dos implantes sem a necessidade de enxertia óssea, é necessário a presença de, pelo menos, 8 mm de altura óssea para a instalação do implante no sentido cérvico-apical evitando complicações biológicas (Misch, 2005). Já no sentido méso-distal o implante deve apresentar uma distância de 3 mm quando estiver posicionado ao lado de outro implante e de 1,5 mm quando estiver posicionado ao lado de dente, buscando assim um preenchimento papilar adequado (Benic et al., 2012; Morita et al., 2020; Teughels et al., 2009).

Entretanto em casos com limitações anatômicas de espessura óssea ou espaço clínico mesiodistal (espaço interradicular) pode não ser possível a instalação de implantes de plataforma padrão (SDI) sem procedimentos de enxertia óssea (Thoma et al., 2014).

Mesmo sem consenso na utilização da nomenclatura de implantes e seus diâmetros nas bases de dados, estudos prévios (Al-Johany et al., 2017; Klein et al., 2014) classificam os implantes extra-estreitos sendo inferiores a 3,0 mm, e os implantes com diâmetro igual ou superior a 3,0 mm e inferior a 3,75 mm foram classificados como implantes estreitos (Griggs, 2017). Na busca por alternativas para casos com limitações de espaço, foram desenvolvidos estudos avaliando implantes de diâmetro reduzido (NDI) que apresentam plataformas menores

que 3,75 mm (Assaf et al., 2015; Barbosa et al., 2021; Bordin et al., 2018) . Quando indicado, a utilização dos NDI diminui potenciais complicações cirúrgicas, reduz valores do plano de tratamento e também apresenta uma resolução mais rápida do caso (Schiegnitz et al., 2014). Mas, como mencionado, os NDI podem apresentar um maior risco de fratura devido ao seu menor diâmetro podendo comprometer não apenas os componentes protéticos, mas também levar a sobrecarga óssea (Allum et al., 2008) .

Nesse sentido, deve-se salientar que entre as diferentes conexões de implantes apresentadas comercialmente, a conexão cônica vem apresentando melhores resultados em contraponto a conexões hexagonais. Em conexões cônicas são observadas falhas restritas aos parafusos de fixação e aos pilares, já em conexões hexagonais podem ocorrer falhas mais graves, como fratura do implante (Bordin et al., 2018).

FALHA DE IMPLANTES

Complicações ou falhas envolvendo implantes, tendem a ser graves, especialmente quando envolvem o implante e não seus componentes. Cirurgias corretivas para tais falhas, apresentam elevados custos, pois geralmente estão associadas a um procedimento de enxertia óssea e a colocação de um novo implante no local (Renouard & Nisand, 2006).

Embora as complicações com implantes de diâmetro padrão sejam incomuns quando bem utilizados e indicados, implantes de diâmetro menor que 3 mm (Schiegnitz & Al-Nawas, 2018) apresentam maiores complicações e estudos (Bordin et al., 2018; Duan & Griggs, 2018; Klein et al., 2014; Reis et al., 2019) sugerem ampliar as investigações para consolidar as informações. A falha em implantes, segundo a norma ISO 14801:2016, é definida como: deformação estrutural permanente; afrouxamento do implante ou conexões; e fratura de qualquer componente do sistema de implante. Complicações com implantes de diâmetro reduzido são observadas pela necessidade de maior estabilidade interna entre o implante e o componente. A diminuição do diâmetro do implante está associada a diminuição da sua vida útil, com estudos *in-vitro* reportando uma tendência ao aumento dos números de falhas (Allum et al., 2008; Ortega-Oller et al., 2014) .

Em geral, a falha na relação implante-pilar ocorre por pequenos movimentos do pilar protético, provocando um afrouxamento do parafuso que fixa o pilar protético ao implante dentário que pode progredir facilitando a fratura por fadiga (Gupta et al., 2015) . Esse raciocínio

está em concordância com um estudo que reportou que a incidência de falha do parafuso de conexão é consideravelmente maior que as falhas envolvendo o corpo do implante, sendo que 82% das falhas envolvendo implantes de diâmetro reduzido foram associadas ao parafuso de conexão (Quek et al., 2005). Esses resultados foram corroborados por outro estudo (Rosentritt et al., 2014), complementando que a resolubilidade clínica de falhas de componentes é muito mais favorável do que as falhas no próprio implante.

Na tentativa de diminuir falhas envolvendo implantes de diâmetro reduzido foram realizadas algumas mudanças macrogeométricas nos implantes, sendo a principal delas a fabricação de implantes de corpo único, visando uma melhor resistência e dissipação de forças. Contudo, segundo autores (Barbosa et al., 2021; Bordin et al., 2018) os implantes de peça única não obtiveram melhores resultados que implantes de duas peças, logo, implantes de duas peças se apresentam como uma melhor resolubilidade quando observada a falha clínica, na medida que a falha em implantes de peça única significa a necessidade da remoção do mesmo.

FADIGA/ENVELHECIMENTO DE CORPOS DE PROVA

Os testes envolvendo fadiga mecânica são amplamente utilizados na literatura, muito provavelmente por oferecem a possibilidade de simulação das cargas oclusais e do ambiente oral na avaliação de falhas em implantes dentários (Bordin et al., 2018; Corazza et al., 2014; Eckert et al., 2000; Villarinho et al., 2015; Wirz et al., 2020). Fadiga pode ser definida como a alteração das características estruturais de um componente sob a influência de tensões mecânicas, químicas, biológicas ou a combinação destas (Kelly et al., 2017).

As possíveis falhas de estruturas metálicas envolvendo fadiga ocorrem com uma tensão inferior à teórica e que seria necessária para ocasionar fratura devido a aplicação de carga estática. A fratura por fadiga tem sido responsável pelas falhas da maior parte das próteses e restaurações, se desenvolvendo progressivamente ao longo de muitos ciclos de tensão, ela se apresenta em 3 estágios distintos: fissuras microscópicas iniciadas a partir de pequenas imperfeições na área de concentração de estresse, crescimento subcrítico dessas fissuras e falha catastrófica com a trinca atingindo o fator crítico de intensidade de tensão (Zardiackas et al., 2006).

Com os constantes desenvolvimentos de pesquisas envolvendo implantes dentários e tendo a fadiga como principal metodologia de avaliação, foram desenvolvidos e adaptadas

diversos métodos de testes de fadiga, dentre eles o método step-stress (Nelson, 1980) que foi aprimorado para aumentar a eficiência, diminuindo o tempo necessário para obter informações sobre o comportamento em fadiga e a distribuição do tempo de vida de um material ou estrutura. Com isso, o teste é realizado de uma maneira mais rápida do que condições normais, sendo as amostras testadas em condições mais desafiadoras de temperatura, tensão, pressão, vibração, taxa de ciclagem, carga, etc, ou combinando algumas dessas condições (Duan & Griggs, 2018).

A International Organization for Standardization (ISO), com a finalidade de padronizar testes envolvendo implantes, disponibiliza a norma ISO 14801:2016 (Iso, 2016). Essa norma requer, por exemplo, que o dispositivo de teste deve prender o implante a uma distância de $3 \pm 0,5$ mm apicalmente ao nível ósseo nominal, simulando perda óssea, e que envolva materiais onde a fadiga por corrosão é esperada. Água, solução salina e qualquer meio fisiológico alternativo (por exemplo, solução de Ringer) são aceitos para testes de fadiga. Tais soluções devem ser mantidas fluidas e a $37^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$ durante o teste. A norma também descreve os parâmetros para os testes de fadiga que podem ser realizados com uma frequência não superior a 2 Hz em meio líquido e não superior a 15 Hz em ambiente seco. Nesse sentido, um estudo recente (Duan & Griggs, 2018) avaliou o efeito da frequência de carregamento (2 Hz e 15 Hz) no tempo de vida à fadiga em água deionizada a 37°C de um implante dentário de titânio com diâmetro padrão. A análise fractográfica mostrou que ambos os grupos apresentaram fratura combinada envolvendo parafuso e pilar e que não havia diferença significativa no tempo de vida em fadiga entre os grupos carregados com frequência de 2 Hz e de 15 Hz, sugerindo que a frequência de 15 Hz também pode ser utilizada em condições úmidas.

Para simular o desafio clínico, estudos (Bordin et al., 2018; Corazza et al., 2014; Pintinha et al., 2013; Ricciardi Coppedê et al., 2009; Villarinho et al., 2015) utilizaram a fadiga cíclica como metodologia de eleição, entretanto apresentam algumas discordâncias em relação aos parâmetros utilizados. Quek et al., 2016 utilizaram 5×10^6 ciclos com frequência e torque conforme recomendações da ISO:14801- 2016. Outros (Çehreli et al., 2004; Pintinha et al., 2013; Villarinho et al., 2015) utilizaram 5×10^5 ciclos e Corazza et al., 2014 utilizaram 10^6 (1.000.000) de ciclos, porém torque e frequência apresentaram variações entre os estudos.

MATERIAL DE SUPORTE

A ISO 14801:2016 não determina o tipo de material de suporte para o implante em testes laboratoriais, apenas recomenda que o material apresente um módulo de Young maior que 3

GPa. Desta forma, as propriedades do material de suporte devem ser avaliadas a fim de obter resultados clinicamente relevantes. O módulo de elasticidade do material deve ser considerado pois pode influenciar na vida útil em fadiga do implante dentário (Duan & Griggs, 2018).

O material de suporte mais comumente usado na área de implantodontia é a costela bovina, por apresentar semelhança, especialmente, com a densidade óssea e a composição do tecido ósseo cortical e esponjoso do osso mandibular humano (El-Kholy et al., 2017; Gehrke et al., 2018; Razavi et al., 2010). Além disso, a não utilização de tecido humano, facilita na obtenção e na aprovação em comitês de ética (Montero-Aguilar et al., 2019) Sendo considerado o material que mais se aproxima do tecido ósseo humano (Bullon et al., 2015) , a costela bovina também pode apresentar diferentes qualidades ósseas, sendo necessário avaliar e comparar a qualidade do osso bovino com o osso mandibular humano. Nesse sentido, a metodologia mais utilizada é a avaliação microestrutural, que observa a quantidade de osso cortical versus osso esponjoso classificando em 4 tipos diferentes de osso (Pérez-Pevida et al., 2019). Essa avaliação utiliza a escala de Hounsfield aplicada em microtomografia (Razavi et al., 2010).

Entretanto, estudos recentes (Duan et al., 2018; Duan & Griggs, 2018) sugerem mais uma alternativa para a estrutura de suporte que é constituída de dois materiais: uma resina composta reforçada com fibra de vidro (ex.: G10, Piedmont Plastics, NC, EUA) com módulo de elasticidade de 16 GPa, semelhante ao osso cortical humano (Duan & Griggs, 2018; Rho et al., 1993), simulando o osso cortical, combinado com uma camada de resina epóxi ou acrílica interna, com módulo menor (6 GPa), simulando o osso esponjoso (Rho et al., 1993).

TORQUE DE REMOÇÃO (DESTORQUE)

Considerando que a maior causa de falhas envolvendo os sistemas de implantes não estão associadas ao corpo do implante, mas ao parafuso de conexão (Quek et al., 2005) , alguns estudos avaliaram, quantitativamente, a perda de torque inicial (afrouxamento) do parafuso retentor do pilar do implante (Çehreli et al., 2004; Corazza et al., 2014; Pintinha et al., 2013; Quek et al., 2005; Villarinho et al., 2015).

A mensuração do torque de remoção dos parafusos e ou pilares pode ser realizada através de dispositivos que auxiliam na obtenção dos resultados. A principal diferença nas metodologias observadas na literatura, é a utilização de torquímetros digitais (Moris et al., 2015; Sammour et al., 2019; Valente et al., 2020) ou a utilização de torquímetros analógicos

convencionais (Martins et al., 2019; Yi et al., 2019). É observado uma tendência na utilização de torquímetros digitais em comparação aos analógicos nos últimos anos, sugerindo que há maior precisão de resultados obtidos a partir de torquímetros digitais.

Além da avaliação da perda de torque por meio de torquímetros, metodologias complementares como análise por elementos finitos (Kitagawa et al., 2005; Lee et al., 2015; Wu et al., 2017) e a utilização de imagens de microtomográficas (Rezende et al., 2015) tem sido reportadas.

IMAGENS TOMOGRÁFICAS EM IMPLANTES

A utilização de imagens obtidas através da tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) é amplamente utilizada no dia a dia clínico em diversas especialidades odontológicas, não sendo diferente na implantodontia (Scarfe et al., 2006). Entretanto a TCFC apresenta uma importante limitação que está relacionada a estruturas metálicas, compostas por material de alta densidade afetando o contraste da imagem e gerando artefatos na visualização do exame tomográfico (Estrela et al., 2020).

Artefatos de imagem obtida por TCFC podem ser responsáveis por diversos erros de interpretação nas imagens tomográficas (Barrett & Keat, 2004). Contudo, softwares específicos para a odontologia apresentam filtros para tratar a imagem obtida, possibilitando a diminuição ou até mesmo eliminação dos efeitos emitidos pelas estruturas metálicas durante os processos da TCFC (Gregoris Rabelo et al., 2021; Huybrechts et al., 2009). A evolução dos softwares de obtenção de reconstrução de imagens de TCFC, visualizada através do software (e-Vol DX) possibilita reduzir a ocorrência de contraste dos artefatos produzidos por materiais de alta densidade (Bueno et al., 2018), desta forma pode-se obter imagens de alta qualidade e com boa precisão em retentores intra-radiculares ou até mesmo em implantes dentários.

A possibilidade de realizar imagens precisas utilizando software que reduza o contraste de artefatos é relatada principalmente na endodontia (Benjamin et al., 2021; Gregoris Rabelo et al., 2021). Com uso de filtros adequados, as imagens produzidas pelo software podem ser reconstruídas de acordo com as características da estrutura dentária. Ademais, é possível identificar detalhes anatômicos em maiores ampliações, sem distorções, mantendo imagens de alta qualidade (Bueno et al., 2018). Assim, a utilização da TCFC associado ao software e-Vol

DX oferece uma alternativa adequada de aplicação em diversas especialidades odontológicas, incluindo a implantodontia.

PROPOSIÇÃO

OBJETIVO GERAL

Avaliar alterações de torque e de estrutura em componentes de implantes de diferentes diâmetros submetidos ao desafio de fadiga mecânica.

OBJETIVO ESPECÍFICO

Testar a hipótese de que os conjuntos de implantes de diâmetro reduzido (2,9 mm e 3,5 mm de diâmetro) apresentam maior alteração de torque e deformações estruturais pós fadiga do que o grupo controle (4,3 mm de diâmetro).

Utilizar TCFC+e-Vol DX para avaliar possíveis desadaptações nos conjuntos de implantes, testando a hipótese de que essa metodologia de avaliação do deslocamento do componente com relação ao implante é comparável ao teste utilizando torquímetro digital.

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).



Figura 1: Fluxograma do estudo.

Figura 2: Implantes Unitite e seus respectivos pilares Micro-Mini-abutment Reto (SIN – Sistema de Implante, São Paulo, Brasil).

Os blocos de suporte (**Figura 3**) para simular o tecido ósseo de suporte foram compostos por dois materiais com diferentes módulos de elasticidade: uma resina composta reforçada com fibra de vidro (G10, Pied mont Plastics, NC, EUA) com módulo de elasticidade de 16 GPa, simulando o osso cortical humano (Duan & Griggs, 2018; Rho et al., 1993), combinado com uma camada interna de resina acrílica com módulo de elasticidade menor (6 GPa), simulando o osso esponjoso. Para isso, um cilindro de G10 com 12 mm de comprimento foi cortado da barra cilíndrica com 16 mm de diâmetro.

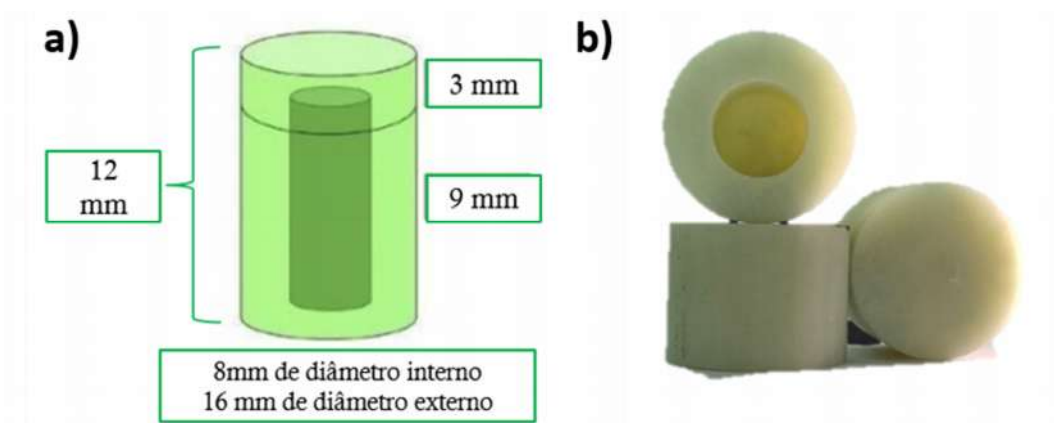


Figura 3: (a) Projeto esquemático (Duan & Griggs, 2018) do bloco de suporte (osso simulado) para receber o implante. (b) Bloco de suporte após usinado em torno CNC sendo a camada externa constituída pelo próprio compósito (G10) e a camada interna (diâmetro: 8 mm) é preenchida com resina epóxica ou acrílica.

Nesse cilindro foi realizada uma perfuração central interna, seguindo seu longo eixo, com diâmetro de 8 mm até 3 mm da superfície oposta (nível ósseo cortical). Os implantes foram instalados usando o kit de brocas (SIN – Sistema de Implante, São Paulo, Brasil) (**Figura 4**) e motor para implantes (NSK Pro, Brasil) considerando as instruções do fabricante relativas ao

protocolo de fresagem e ao torque de inserção dos implantes. O posicionamento dos implantes no simulador de suporte ósseo (G10) foi realizado de modo que eles sejam fixados 3,0 mm acima do nível ósseo nominal, simulando o pior cenário no que diz respeito à reabsorção óssea **(Figura 5)**.

Figura 4: Kit de brocas Unitite (SIN – Sistema de Implante, São Paulo, Brazil).

Com o implante devidamente instalado, a cavidade realizada na parte inferior do G10 foi preenchida com resina acrílica (JET, Clássico, São Paulo, São Paulo) que apresenta um módulo de elasticidade de, aproximadamente, 6 GPa (Duan & Griggs, 2018; Rho et al., 1993). Independente dos materiais de suporte apresentarem diferentes módulos de elasticidade, ambos cumprem com o requisito da norma ISO 14801, que requer um módulo de elasticidade de no mínimo 3 GPa.

Após a instalação dos implantes os componentes protéticos foram parafusados nos implantes com torque de 20 N para os conjuntos de diâmetro de 4,3 mm e 3,5 mm e com torque de 15 N para os conjuntos com 2,9 mm mensurado com torquímetro digital (TQ8800; Lutron, Taipei, Taiwan), sendo realizado verificação do torque após 5 minutos. A fim de simular a coroa protética sobre o pilar foi posicionada tampa de proteção sendo fixada na parte superior do pilar. **(Figura 6)**.

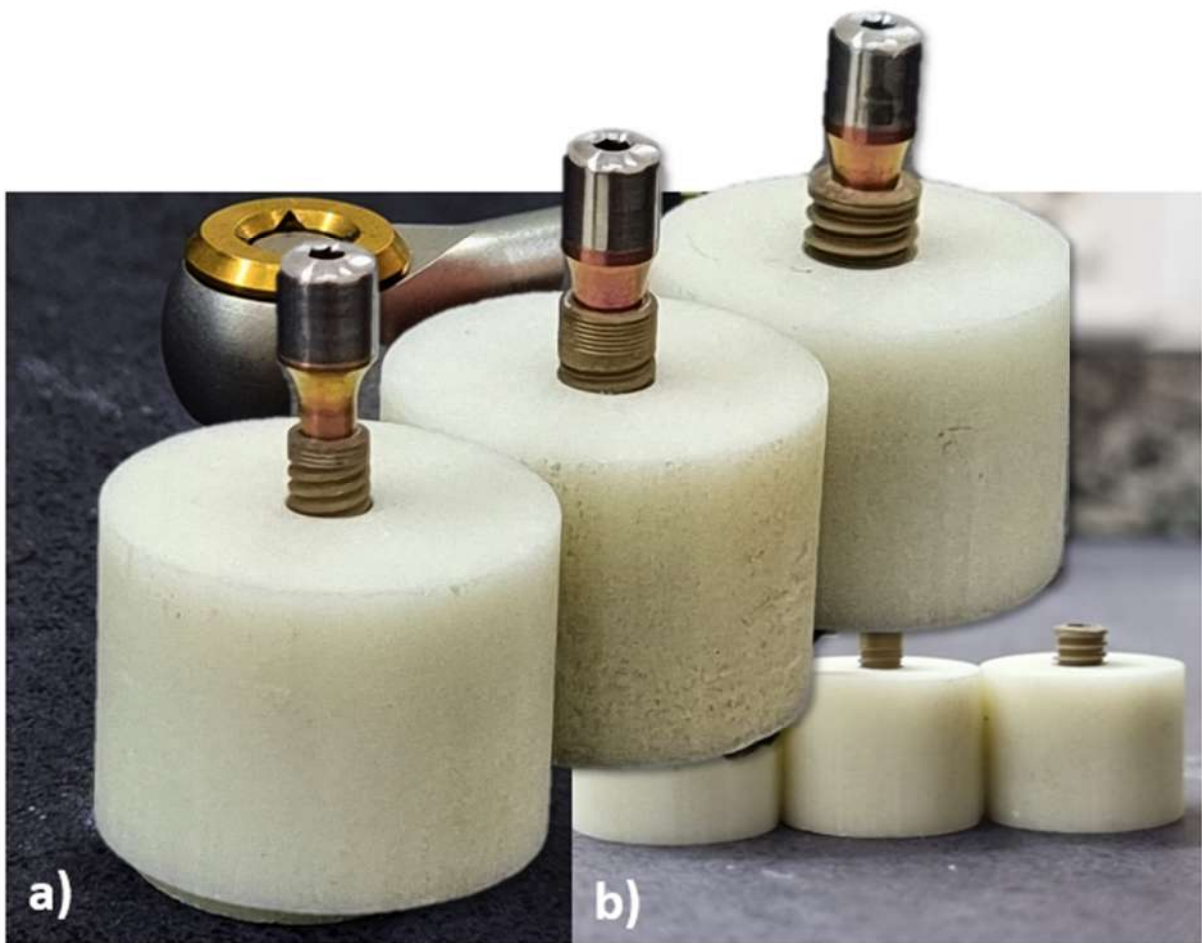


Figura 5: (a) Instalação do Implante após sequência de fresagens recomendadas pelo fabricante. (b) Verificação do posicionamento do implante no momento da instalação através de paquímetro digital.

Figura 6: Corpo de prova devidamente finalizado previamente a ciclagem.

TESTE DE FADIGA/ENVELHECIMENTO DO CORPO DE PROVA

Todos os conjuntos (implante/pilar) foram submetidos a ensaio de fadiga em água destilada a 37°C com os seguintes parâmetros: 2 milhões de ciclos (2×10^6), carga constante de 80 N e frequência de 2 Hz. A máquina de teste utilizada para realizar tal procedimento foi uma máquina de ciclagem pneumática (Biopid, Biocycle, São Paulo, Brasil) com 10 estações de carga (**Figura 7**). A carga foi aplicada em um ângulo de 30° (ISO 14801:2016). Essa angulação foi obtida utilizando um suporte (holder) angulado. (**Figura 8**)



Figura 7: Máquina de ciclagem pneumática (Biopid, Biocycle, São Carlos, São Paulo, Brasil).

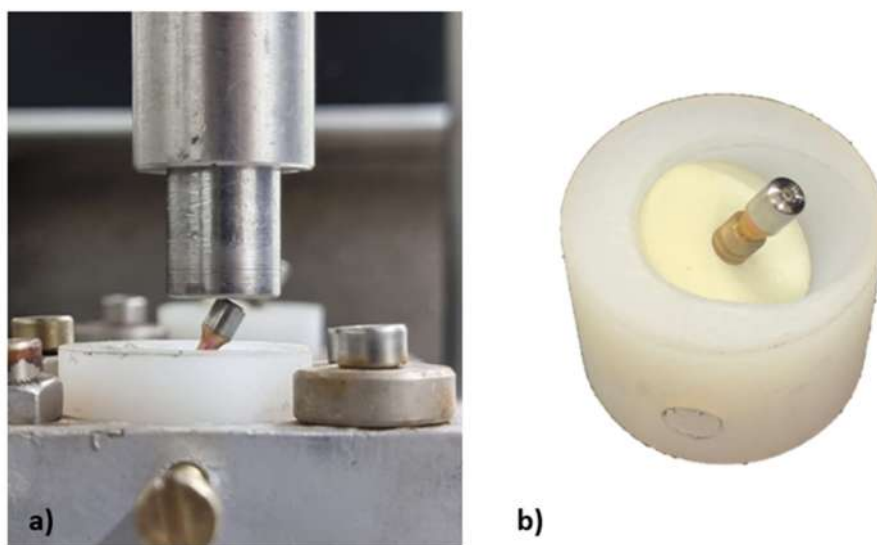


Figura 8: (a) Posicionamento do corpo de prova em ângulo de 30° conforme recomendação da norma ISO 14801:2016. (b). Suporte (holder) com angulação de 30°.

A pressão, a frequência e o número de ciclos foram programados e controlados através de uma tela de comando que aciona os pistões. Antes dos ensaios a força aplicada por cada pistão foi mensurada por uma célula de carga específica do equipamento. Os corpos de prova

foram posicionados em cada um dos dispositivos de fixação e os respectivos pistões foram encostados na superfície de cada pilar, a fim de evitar movimentos inadequados. Os conjuntos foram avaliados visualmente a cada 200 mil ciclos.

AVALIAÇÃO DA ADAPTAÇÃO USANDO TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO (TCFC)

Um dos objetivos deste estudo foi mensurar o espaço inferior ao parafuso do pilar do implante, antes e após um período de fadiga, usando imagens de tomografia computadorizada cone beam (TCFC) e o filtro de mensuração do software e-Vol DX.

Após a montagem dos conjuntos implante-pilar e efetuado o devido torque para cada conjunto, foram realizadas marcações nas superfícies (eixo X, Y e Z) dos corpos de prova para orientação das medidas e sincronização das imagens de TCFC (PreXion 3D Elite®; PreXion, Inc, San Mateo, California, USA).

Todas as imagens foram inicialmente avaliadas com filtros BAR (Blooming Artefact Reduction) onde a invasão da imagem hiperdensa (*Blooming*) deve ser aferida por todas as 4 diferentes intensidades do filtro, 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 nas imagens de TCFC foi utilizado o arquivo DICOM e a ferramenta de medida do software e-Vol DX, 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 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 (**Figura 9**). As medidas foram registradas em planilhas de Excel.

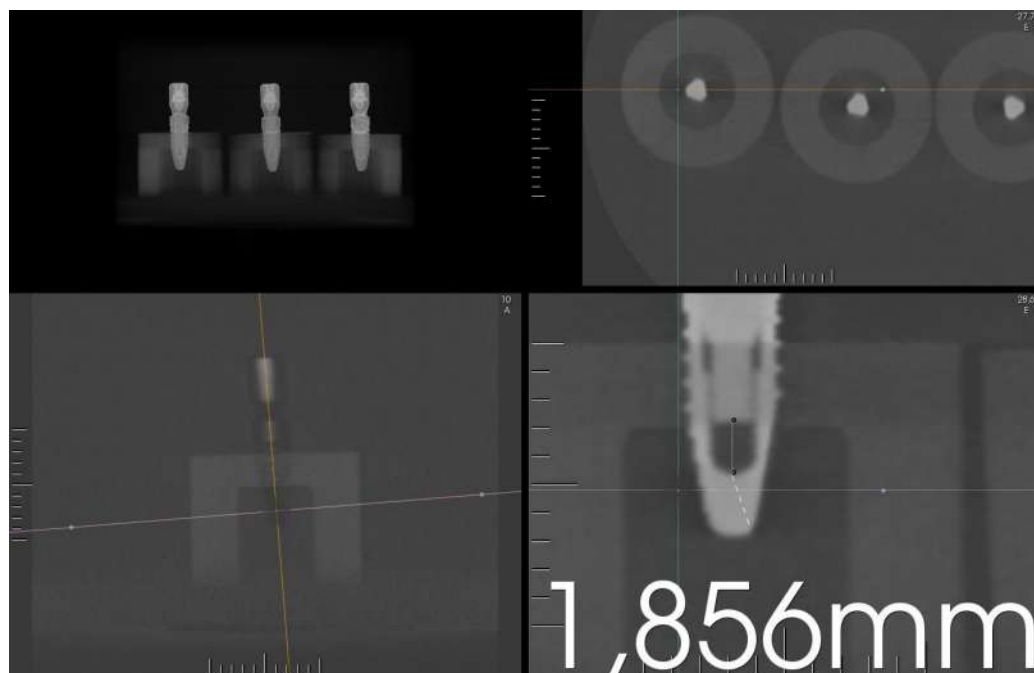


Figura 9: Imagens obtidas através do *Software e-Vol DX* para avaliação dos implantes através de TCCB.

AValiação DO TORQUE/DESTORQUE

A quantidade de torque aplicado aos pilares foi de acordo com as instruções do fabricante sendo o torque realizado através da chave do Mini-abutment. Foi realizado o apertamento dos pilares por 3 vezes, verificando-se a cada 5 minutos, com auxílio de um torquímetro digital (TQ8800; Lutron, Taipei, Taiwan) buscando a obtenção e manutenção do torque recomendado pelo fabricante (**Figura 10a**). O torquímetro digital foi calibrado antes da utilização para cada grupo de amostras.

Após a ciclagem dos corpos de prova, foi realizada a mensuração da quantidade de afrouxamento (torque de remoção) ocorrida nos pilares protéticos usando o mesmo torquímetro digital (TQ8800; Lutron, Taipei, Taiwan) juntamente com software (Sw-u801, Lutron, Taiwan) (**Figura 10b**). Os dados foram tabulados (Excell, Microsoft Corporation, USA). Considerou-se como afrouxamento uma diferença de 20% do torque inicial (Satpathy et al., 2022).

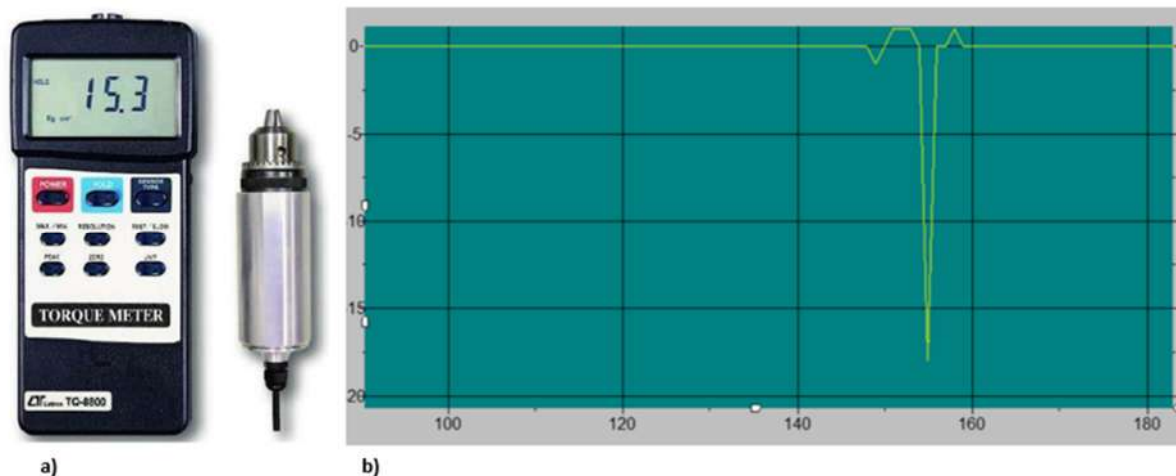


Figura 10: a) Torquímetro digital (TQ8800; Lutron, Taipei, Taiwan) utilizado para aferições precisas de torque e destorque. b) Captura de tela realizada durante a realização do destorque através do Software (Sw-u801, Lutron, Taiwan).

3. RESULTADOS E DISCUSSÕES

A diferença de valores entre torque inicial e final (pós-fadiga) e as medidas entre a borda inferior do parafuso do pilar e o assoalho da loja do parafuso na estrutura interna do implante (antes e após a fadiga) estão apresentadas na Tabela 2.

Tabela 2. valores entre torque inicial e final (pós-fadiga) e as medidas entre a borda inferior do parafuso do pilar e o assoalho da loja do parafuso na estrutura interna do implante (antes e após a fadiga)

<i>Grupo experimental</i>	<i>Corpo de Prova</i>	<i>Torque inicial (N)</i>	<i>Torque pós fadiga (N)</i>	<i>Mensuração Inicial (mm)</i>	<i>Mensuração Final (mm)</i>
<i>G1 (2,9 mm)</i>	1*	15	Fraturou	0,918	1,152
	2	15	22	0,890	0,838
	3	15	9	0,764	0,903
	4	15	16	2,010	0,811
	5	15	23	1,858	0,248
	6*	15	Fraturou	1,777	0,524
	7	15	21	1,901	0,685
	8	15	13	2,143	0,895
	9	15	11	1,875	0,769
	10*	15	Fraturou	1,043	0,806
<i>G2 (3,5 mm)</i>	11	20	18	2,400	1,793
	12	20	37	2,044	1,739
	13	20	21	2,002	1,715
	14	20	18	0,931	1,833
	15	20	19	0,957	2,034
	16	20	17	0,882	1,779
	17	20	14	0,738	1,919
	18	20	18	0,471	1,847
	19	20	9	0,936	1,725
	20	20	21	1,941	1,805
<i>G3 (4,3 mm)</i>	21	20	33	2,165	1,922
	22	20	24	2,113	1,954
	23	20	46	2,066	1,949
	24	20	17	1,976	2,029
	25	20	22	2,008	1,96
	26	20	11	1,976	1,991

27	20	17	1,8	2,181
28	20	18	1,761	2,005
29	20	19	1,757	1,982
30	20	21	2,135	2,001

Com o propósito de diminuir a exposição dos pacientes a procedimentos de enxertia óssea, os implantes de diâmetro reduzido vêm ganhando expressividade na utilização clínica. Os resultados do presente estudo confirmam parcialmente a primeira hipótese de que os grupos de implantes considerados de diâmetro reduzido (2,9 e 3,5 mm) apresentam maior alteração de torque e defeitos estruturais pós fadiga do que o grupo controle (4,3 mm de diâmetro), pois as alterações no torque entre os três grupos experimentais não foi significativamente diferente, mas ocorreram alterações estruturais importantes nos conjuntos de implante/*abutment* de diâmetro de 2,9 mm.

Com o desenvolvimento da conexão cone morse, foi possível aumentar o torque no conjunto implante/*abutment* devido a característica da conexão (Sammour et al., 2019), que, quando exposta à carga, pode gerar uma melhor adaptação do conjunto e em algumas situações pode aumentar ainda mais o torque de remoção, o que foi observado no presente estudo. Assim, o afrouxamento do componente dos implantes foi similar entre os 3 grupos. Entretanto, o G1 (2,9 mm) apresentou defeitos estruturais importantes após o período de fadiga, como deformação por dobramento (**Figura 11**) e três fraturas de componentes (**Figura 12**).

As falhas observadas nos implantes de 2,9 mm corroboram com resultados reportados por outros estudos (Ortega-oller et al., 2014 Schiegnitz, eik & Al-nawas; 2018) onde implantes com diâmetro menor que 3 mm apresentaram uma menor resistência quando comparados a implantes de diâmetro padrão. Ainda, alguns estudos (Froum et al., 2017; Klein et al., 2014b; Schiegnitz, eik & Al-nawas, 2018) apontaram para a inexistência de avaliações expondo implantes com diâmetro reduzido (menores que 3 mm) à altas forças oclusais. Portanto, os resultados do presente estudo apresentam grande relevância, mostrando que implantes de diâmetro menor de 3 mm apresentam uma maior probabilidade de alterações estruturais do que implantes de diâmetro maior.

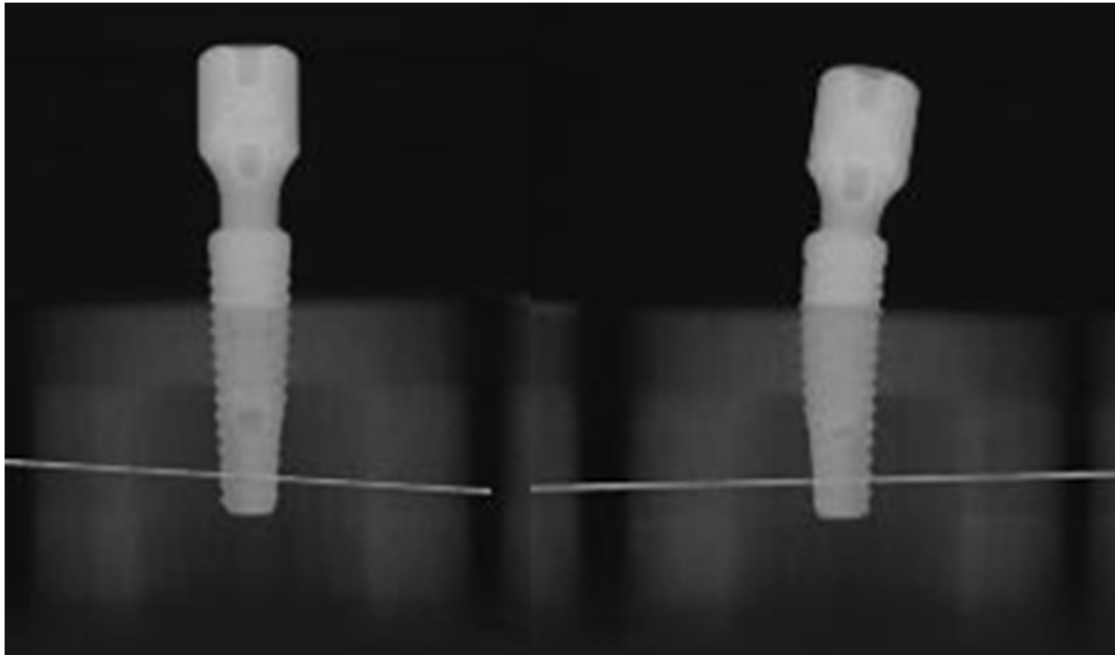


Figura 11. Imagens de TCFC avaliadas com o software e-Vol DX mostrando deformação estrutural ocorrida pós fadiga em corpo de prova do G1.

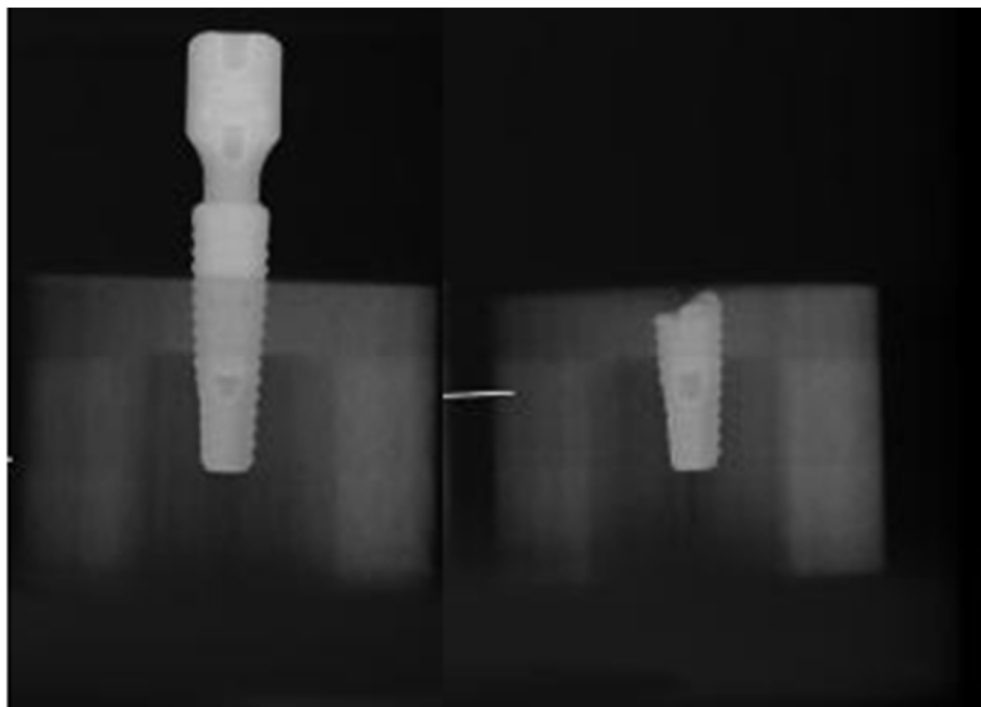


Figura 12. Imagens de TCFC avaliadas com o software e-Vol DX mostrando falha catastrófica ocorrida pós fadiga em corpo de prova do G1.

Importante mencionar que o comportamento estrutural sob fadiga entre os conjuntos dos G2 (3,5 mm de diâmetro) e G3 (4,3 mm de diâmetro) foi muito semelhante, tanto com relação ao torque quanto em relação a ausência de deformações estruturais. Os resultados obtidos são semelhantes a outros estudos (Babbush et al., 2013; Degidi et al., 2008) afirmando que implantes com diâmetro de 3,5 mm ou superior apresentam boas características de resistência bem como um alto percentual de sobrevivência quando comparados a implantes de diâmetro padrão.

Em relação a macro geometria dos micro-mini-*abutments*, pode-se observar que os componentes utilizados nos conjuntos do G1 se apresentam com um menor diâmetro, todavia, com um comprimento maior em relação aos componentes utilizados nos grupos G2 e G3. Possivelmente a alteração em relação ao comprimento, conforme observado por Shin et al., 2014, auxiliou no não afrouxamento do componente após os testes de fadiga, devido ao maior número de roscas responsáveis pela fixação e também pela maior área de contato entre o conjunto.

Em adição às diferenças macro geométricas, os componentes também apresentam diferenças em relação ao torque de instalação recomendado pelo fabricante. Enquanto os componentes do G1 devem ser instalados com 15 N e os componentes do G2 e G3 devem ser instalados com 20 N, ocorrendo desta forma uma diminuição de 25% do torque aplicado nos grupos G2 e G3 em comparação ao G1, tal distinção deve ser considerada quando os conjuntos são expostos a grandes cargas oclusais.

O afrouxamento é o primeiro sinal clínico para uma possível falha em implantes (Gupta et al., 2015). A literatura oferece diferentes metodologias a serem utilizadas para essa avaliação, como por exemplo: utilização de torquímetro digital (Moris et al., 2015; Sammour et al., 2019; Valente et al., 2020), avaliação através de imagens (Rezende et al., 2015), e fórmulas que avaliam afrouxamento buscando uma maior precisão (Bordin et al., 2018; Corazza et al., 2014; Pintinha et al., 2013). Contudo, o presente estudo utiliza uma metodologia inovadora utilizando o torquímetro digital para avaliar a diferença de torque e imagens de alta nitidez para avaliar o

deslocamento do componente no interior do implante, cujos conjuntos foram submetidos a fadiga, simulando o serviço oral.

Dispor da utilização de TCFC+e-Vol DX para avaliar possíveis desadaptações e deformações estruturais nos conjuntos de implantes previamente à realização do destorque, torna a metodologia de avaliação de afrouxamento de componentes mais precisa e com resultados previsíveis. Os resultados do presente estudo confirmam a segunda hipótese, pois as imagens tiveram uma correlação positiva significativa com as mensurações realizadas pelo torquímetro digital. Esse resultado é de extrema importância, salientando que as medições realizadas através das imagens consolidam os resultados obtidos através do torquímetro digital, sendo uma inovação não observada nos estudos já realizados e uma excelente alternativa como metodologia complementar para a avaliação de afrouxamento de componentes de implantes.

Assim como Rezende et al., 2015, a pesquisa em tela faz uso de imagens para avaliações precisas em implantes. Contudo, Rezende et al., 2015 apresenta imagens obtidas através de microtomografias, que quando comparadas à TCFC apresentam um maior custo, bem como são de difícil acesso. Imagens obtidas através de TCFC estão consolidadas na utilização em pacientes, sendo solicitadas como exame complementar frequentemente pelos cirurgiões-dentistas, por terem acesso facilitado e serem de maior domínio da classe odontológica.

A correlação dos resultados apresentados através da obtenção de medidas das imagens em comparação com o torque de remoção são relevantes no sentido da utilização da TCFC não somente na parte cirúrgica da implantodontia, mas também no diagnóstico de possíveis afrouxamentos, falhas ou desadaptações em conexões de implantes, previamente a uma falha catastrófica do implante em uso no paciente.

4. CONCLUSÕES

- Implantes com diâmetro abaixo de 3,5mm apresentam maior probabilidade de falha e de deformações estruturais quando comparados a implantes de diâmetro padrão.

- O uso do TCFC em associação ao e-Vol DX para avaliar possíveis desadaptações entre implantes e seus componentes se mostrou muito coerente com a avaliação direta usando o torquímetro digital, tornando-se, assim, uma excelente ferramenta de diagnóstico não invasiva para avaliação do afrouxamento de componentes de implantes.

CONSIDERAÇÕES FINAIS

- Os resultados e a discussão realizados através desta pesquisa apresentam grande relevância clínica visualizada por meio da exposição de implantes de diâmetro reduzido a altas cargas oclusais e pelo alcance de descobertas inovadoras com relação à TCFC+e-Vol DX e sua utilização na implantodontia.
- Os implantes de diâmetro reduzido ainda necessitam de maior acompanhamento em relação a sua longevidade e resistência estrutural, sendo um ponto interessante para pesquisas futuras.
- O presente estudo foi parcialmente financiado pelo CNPq Brasil e a empresa SIN – Sistema de Implante, São Paulo, Brasil, declarando os autores não possuírem conflitos de interesse.

REFERÊNCIAS

AL-JOHANY, S.S.; AL AMRI, M.D.; ALSAEED, S.; ALALOLA, B. Dental Implant Length and Diameter: A Proposed Classification Scheme. *Journal of Prosthodontics*, v. 26, n. 3, p. 252–260, 1 abr. 2017.

ALLUM, S.R.; TOMLINSON, R.A.; JOSHI, R. The impact of loads on standard diameter, small diameter and mini implants: A comparative laboratory study. *Clin Oral Implants Res*, v. 19, n. 6, p. 553–559, jun. 2008.

ASSAF, A.; SAAD, M.; DAAS, M.; ABDALLAH, J.; ABDALLAH, R. *Use of narrow-diameter implants in the posterior jaw: A systematic review. Implant Dent*. [S.l.]: Lippincott Williams and Wilkins. , 4 jun. 2015.

- BABBUSH, C.A.; KANAWATI, A.; BROKLOFF, J. A new approach to the all-on-four treatment concept using narrow platform NobelActive implants. *Journal of Oral Implantology*, v. 39, n. 3, p. 314–325, jun. 2013.
- BARBOSA, F.T.; ZANATTA, L.C.S.; DE SOUZA RENDOHL, E.; GEHRKE, S.A. Comparative analysis of stress distribution in one-piece and two-piece implants with narrow and extra-narrow diameters: A finiteelement study. *PLoS One*, v. 16, n. 2 February, 1 fev. 2021.
- BARRETT, J.F.; KEAT, N. *Artifacts in CT: Recognition and avoidance. Radiographics*. [S.l.]: Radiological Society of North America Inc. , 2004
- BENIC, G.I.; MOKTI, M.; CHEN, C.J.; WEBER, H.P.; HÄMMERLE, C.H.F.; GALLUCCI, G.O. Dimensions of buccal bone and mucosa at immediately placed implants after 7 years: A clinical and cone beam computed tomography study. *Clin Oral Implants Res*, v. 23, n. 5, p. 560–566, maio 2012.
- BENJAMIN, G.; ATHER, A.; BUENO, M.R.; ESTRELA, C.; DIOGENES, A. Preserving the Neurovascular Bundle in Targeted Endodontic Microsurgery: A Case Series. *J Endod*, v. 47, n. 3, p. 509–519, 1 mar. 2021.
- BORDIN, D.; WITEK, L.; FARDIN, V.P.; BONFANTE, E.A.; COELHO, P.G. Fatigue Failure of Narrow Implants with Different Implant-Abutment Connection Designs. *Journal of Prosthodontics*, v. 27, n. 7, p. 659–664, 1 ago. 2018.
- 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, 1 nov. 2018.
- BULLON, B.; BUENO, E.F.; HERRERO, M.; FERNANDEZ-PALACIN, A.; RIOS, J. V.; BULLON, P.; GIL, F.J. Effect of irrigation and stainless steel drills on dental implant bed heat generation. *J Mater Sci Mater Med*, v. 26, n. 2, p. 1–10, 1 fev. 2015.
- ÇEHRELI, M.C.; AKÇA, K.; IPLIKÇIOĞLU, H.; ŞAHIN, 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, ago. 2004.

CÉSAR NETO, J.B.; CAVALCANTI, M.C.; SAPATA, V.M.; PANNUTI, C.M.; HÄMMERLE, C.H.F.; NAENNI, N.; THOMA, D.S.; ROMITO, G.A. The positive effect of tenting screws for primary horizontal guided bone regeneration: A retrospective study based on cone-beam computed tomography data. *Clin Oral Implants Res*, v. 31, n. 9, p. 846–855, 1 set. 2020.

CORAZZA, P.H.; DE MOURA SILVA, A.; CAVALCANTI QUEIROZ, J.R.; SALAZAR MAROCHO, S.M.; BOTTINO, M.A.; MASSI, M.; RODRIGO, R.O. Carbon film coating of abutment surfaces: Effect on the abutment screw removal torque. *Implant Dent*, v. 23, n. 4, p. 434–438, 2014.

DEGIDI, M.; PIATTELLI, A.; CARINCI, F. Clinical Outcome of Narrow Diameter Implants: A Retrospective Study of 510 Implants. *J Periodontol*, v. 79, n. 1, p. 49–54, jan. 2008.

DUAN, Y.; GONZALEZ, J.A.; KULKARNI, P.A.; NAGY, W.W.; GRIGGS, J.A. Fatigue lifetime prediction of a reduced-diameter dental implant system: Numerical and experimental study. *Dental Materials*, v. 34, n. 9, p. 1299–1309, 1 set. 2018.

DUAN, Y.; GRIGGS, J.A. Effect of loading frequency on cyclic fatigue lifetime of a standard-diameter implant with an internal abutment connection. *Dental Materials*, v. 34, n. 12, p. 1711–1716, 1 dez. 2018.

ECKERT, S.E.; MERAW, S.J.; CAL, E.; OW, R.K. *Analysis of Incidence and Associated Factors with Fractured Implants: A Retrospective Study*. . [S.l: s.n.], 2000.

EL-KHOLEY, K.E.; RAMASAMY, S.; SHEETAL KUMAR, R.; ELKOMY, A. Effect of simplifying drilling technique on heat generation during osteotomy preparation for dental implant. *Implant Dent*, v. 26, n. 6, p. 888–891, 1 dez. 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, 1 nov. 2020.

FROUM, S.; SHI, Y.; FISSELIER, F.; CHO, S.-C. Long-Term Retrospective Evaluation of Success of Narrow-Diameter Implants in Esthetic Areas: A Consecutive Case Series with 3 to 14 Years Follow-up. *Int J Periodontics Restorative Dent*, v. 37, n. 5, p. 629–637, set. 2017.

GEHRKE, S.A.; ARAMBURÚ JÚNIOR, J.S.; PÉREZ-ALBACETE MARTÍNEZ, C.; RAMIREZ FERNANDEZ, M.P.; MATÉ SÁNCHEZ DE VAL, J.E.; CALVO-GUIRADO, J.L. The influence of drill length and irrigation system on heat production during osteotomy preparation for dental implants: an ex vivo study. *Clin Oral Implants Res*, v. 29, n. 7, p. 772–778, 1 jul. 2018.

GREGORIS RABELO, L.E.; BUENO, M. dos 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, 1 set. 2021.

GRIGGS, J.A. *Dental Implants. Dent Clin North Am.* [S.l.]: W.B. Saunders. , 1 out. 2017

GUPTA, S.; GUPTA, H.; TANDAN, A. Technical complications of implant-causes and management: A comprehensive review. *Natl J Maxillofac Surg*, v. 6, n. 1, p. 3, 2015.

HIRATA, R.; BONFANTE, E.; MACHADO, L.; TOVAR, N.; COELHO, P. Mechanical Evaluation of Four Narrow-Diameter Implant Systems. *Int J Prosthodont*, v. 27, n. 4, p. 359–362, jul. 2014.

HUYBRECHTS, B.; BUD, M.; BERGMANS, L.; LAMBRECHTS, P.; JACOBS, R. Void detection in root fillings using intraoral analogue, intraoral digital and cone beam CT images. *Int Endod J*, v. 42, n. 8, p. 675–685, ago. 2009.

ISO. *Dentistry-Implants-Dynamic loading test for endosseous dental implants.* . [S.l.: s.n.], 2016. Disponível em: <www.iso.org>.

KELLY, J.R.; CESAR, P.F.; SCHERRER, S.S.; DELLA BONA, A.; VAN NOORT, R.; THOLEY, M.; VICHI, A.; LOHBAUER, U. *ADM guidance-ceramics: Fatigue principles and testing.* *Dental Materials.* [S.l.]: Elsevier Inc. , 1 nov. 2017

KITAGAWA, T.; TANIMOTO, Y.; ODAKI, M.; NEMOTO, K.; AIDA, M. Influence of implant/abutment joint designs on abutment screw loosening in a dental implant system. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, v. 75, n. 2, p. 457–463, nov. 2005.

KLEIN, M.; SCHIEGNITZ, E.; AL-NAWAS, B. Systematic Review on Success of Narrow-Diameter Dental Implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*, v. 29, n. Supplement, p. 43–54, jan. 2014.

LEE, H.-Y.; YANG, S.-W.; KANG, Y.-J.; OH, K.C.; KIM, J.-H. *Influence of shoulder coverage difference of abutment on stress distribution and screw stability in tissue-level internal connection implants: A finite element analysis and in vitro study.* . [S.l: s.n.], [S.d.].

MARTINS, C.M.; RAMOS, E.V.; KREVE, S.; PINHEIRO DE CARVALHO, G.A.; BATISTA, A.; FRANCO, G.; GUILHERME, L.; DE MACEDO, S.; DE MOURA SILVA, A.; DIAS, S.C. *Reverse torque evaluation in indexed and nonindexed abutments of Morse Taper implants in a mechanical fatigue test. Dent Res J (Isfahan).* [S.l: s.n.], 2019. Disponível em: <www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/journals/1480>.

MONTERO-AGUILAR, M.; SIBAJA-RUIZ, L.; AVENDAÑO, E.; PEREIRA-REYES, R.; POZOS-GUILLÉN, A.; CHAVARRIA-BOLAÑOS, D. Evaluation of Surgical Bur Deformation and Bone Surface Roughness After Multiple Uses. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, v. 77, n. 9, p. 1894–1903, 1 set. 2019.

MORIS, I.; FARIA, A.; RIBEIRO, R.; RODRIGUES, R. Torque Loss of Different Abutment Sizes Before and After Cyclic Loading. *Int J Oral Maxillofac Implants*, v. 30, n. 6, p. 1256–1261, nov. 2015.

MORITA, J.; WADA, M.; MAMENO, T.; MAEDA, Y.; IKEBE, K. Ideal placement of an implant considering the positional relationship to an opposing tooth in the first molar region: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Implant Dent*, v. 6, n. 1, dez. 2020.

NELSON, W. *Accelerated Life Testing Step-Stress Models and Data Analyses. IEEE TRANSACTIONS OF RELIABILITY.* [S.l: s.n.], 1980.

ORTEGA-OLLER, I.; SUÁREZ, F.; GALINDO-MORENO, P.; TORRECILLAS-MARTÍNEZ, L.; MONJE, A.; CATENA, A.; WANG, H. The Influence of Implant Diameter on Its Survival: A Meta-Analysis Based on Prospective Clinical Trials. *J Periodontol*, v. 85, n. 4, p. 569–580, abr. 2014.

PAPADIMITRIOU, D.E.V.; FRIEDLAND, B.; GANNAM, C.; SALARI, S.; GALLUCCI, G.O. Narrow-Diameter versus Standard-Diameter Implants and Their Effect on the Need for Guided Bone Regeneration: A Virtual Three-Dimensional Study. *Clin Implant Dent Relat Res*, v. 17, n. 6, p. 1127–1133, 1 dez. 2015.

PÉREZ-PEVIDA, E.; BRIZUELA-VELASCO, A.; CHÁVARRI-PRADO, D.; DIÉGUEZ-PEREIRA, M.; JIMÉNEZ-GARRUDO, A.; MONTALBÁN-VADILLO, O.; VITERI-AGUSTÍN, I.; ESTRADA-MARTÍNEZ, A.; SANTAMARÍA-ARRIETA, G. Influence of time on primary stability of dental implants placed with osteotomes due to the elastic properties of peri-implant bone. *J Dent Sci*, v. 14, n. 4, p. 358–364, 1 dez. 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. *Journal of Prosthetic Dentistry*, v. 110, n. 5, p. 383–388, nov. 2013.

QUEK, C.E.; RCSSED, M.; KESON, /; TAN, B.; JACK, /; NICHOLLS, I.; TAN, K.B. *Load Fatigue Performance of a Single-Tooth Implant Abutment System: Effect of Diameter*. . [S.l: s.n.], 2005.

RAZAVI, T.; PALMER, R.M.; DAVIES, J.; WILSON, R.; PALMER, P.J. Accuracy of measuring the cortical bone thickness adjacent to dental implants using cone beam computed tomography. *Clin Oral Implants Res*, v. 21, n. 7, p. 718–725, jul. 2010.

REIS, T.A. Dos; ZANCOPÉ, K.; KARAM, F.K.; NEVES, F.D. Das. Biomechanical behavior of extra-narrow implants after fatigue and pull-out tests. *Journal of Prosthetic Dentistry*, v. 122, n. 1, p. 54.e1-54.e6, 1 jul. 2019.

RENOUARD, F.; NISAND, D. *Impact of implant length and diameter on survival rates*. . [S.l: s.n.], [S.d.].

REZENDE, C.E.E.; GRIGGS, J.A.; DUAN, Y.; MUSHASHE, A.M.; NOLASCO, G.M.C.; BORGES, A.F.S.; RUBO, J.H. An indirect method to measure abutment screw preload: A pilot study based on micro-CT Scanning. *Braz Dent J*, v. 26, n. 6, p. 596–601, 1 nov. 2015a.

RHO, J.Y.; ASHMAN, R.B.; TURNER~, C.H. *YOUNG'S MODULUS OF TRABECULAR AND CORTICAL BONE MATERIAL: ULTRASONIC AND MICROTENSILE MEASUREMENTS**. *J. Biomechanics*. [S.l: s.n.], 1993.

RICCIARDI COPPEDÊ, A.; DE MATTOS, M.D.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. 624–632, jun. 2009.

ROBERT SPRAY, J.; GARY BLACK, C.; MORRIS, H.F.; OCHI, S. *The Influence of Bone Thickness on Facial Marginal Bone Response: Stage 1 Placement Through Stage 2 Uncovering*. *Ann Periodontol*. [S.l: s.n.], 2000.

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.

SAMMOUR, S.R.; MAAMOUN EL-SHEIKH, M.; ALY EL-GENDY, A. Effect of implant abutment connection designs, and implant diameters on screw loosening before and after cyclic loading: In-vitro study. *Dental Materials*, v. 35, n. 11, p. e265–e271, 1 nov. 2019.

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.

SCARFE, W.C.; FARMAN, A.G.; SUKOVIC, P. *Clinical Applications of Cone-Beam Computed Tomography in Dental Practice*. . [S.l: s.n.], 2006. Disponível em: <www.cda-adc.ca/jcda>.

SCHIEGNITZ, E.; AL-NAWAS, B.; KÄMMERER, P.W.; GRÖTZ, K.A. *Oral rehabilitation with dental implants in irradiated patients: A meta-analysis on implant survival*. *Clin Oral Investig*. [S.l.]: Springer Verlag. , 2014

SCHIEGNITZ, E.; AL-NAWAS, B. *Narrow-diameter implants: A systematic review and meta-analysis*. *Clin Oral Implants Res*. [S.l.]: Blackwell Munksgaard. , 1 out. 2018.

SHIN, H.M.; HUH, J.B.; YUN, M.J.; JEON, Y.C.; CHANG, B.M.; JEONG, C.M. Influence of the implant-abutment connection design and diameter on the screw joint stability. *Journal of Advanced Prosthodontics*, v. 6, n. 2, p. 126–132, 2014.

TEUGHEL, W.; MERHEB, J.; QUIRYNEN, M. *Critical horizontal dimensions of interproximal and buccal bone around implants for optimal aesthetic outcomes: A systematic review. Clin Oral Implants Res.* [S.l.: s.n.], set. 2009

THOMA, D.S.; BURANAWAT, B.; HÄMMERLE, C.H.F.; HELD, U.; JUNG, R.E. *Efficacy of soft tissue augmentation around dental implants and in partially edentulous areas: A systematic review. J Clin Periodontol.* [S.l.: s.n.], 1 abr. 2014

VALENTE, M.G.S.; FARIA, A.C.L.; RIBEIRO, R.F.; ROCHA, S.S. Effect of changes in implants and cyclic loading in the abutment screw loosening. *Journal of Osseointegration*, v. 12, n. 2, p. 167–171, 23 jun. 2020.

VILLARINHO, E.A.; CERVIERI, A.; SHINKAI, R.S.A.; GROSSI, M.L.; TEIXEIRA, E.R. The effect of a positioning index on the biomechanical stability of tapered implant-abutment connections. *Journal of Oral Implantology*, v. 41, n. 2, p. 139–143, 1 abr. 2015.

WIRZ, H.; TEUFELHART, S.; MCBETH, C.; GYURKO, R.; DIBART, S.; SAUER-BUDGE, A. Design and ex vivo characterization of narrow implants with custom piezo-activated osteotomy for patients with substantial bone loss. *Clin Exp Dent Res*, v. 6, n. 3, p. 336–344, 1 jun. 2020.

WU, T.; FAN, H.; MA, R.; CHEN, H.; LI, Z.; YU, H. Effect of lubricant on the reliability of dental implant abutment screw joint: An in vitro laboratory and three-dimension finite element analysis. *Materials Science and Engineering C*, v. 75, p. 297–304, 1 jun. 2017.

YI, Y.; HEO, S.J.; KOAK, J.Y.; KIM, S.K. Comparison of CAD/CAM abutment and prefabricated abutment in Morse taper internal type implant after cyclic loading: Axial displacement, removal torque, and tensile removal force. *Journal of Advanced Prosthodontics*, v. 11, n. 6, p. 305–312, 2019.

ZARDIACKAS, L.D.; KRAAY, M.J.; FREESE, H.L.; ASTM INTERNATIONAL. *Titanium, niobium, zirconium, and tantalum for medical and surgical applications.* [S.l.]: ASTM, 2006.

APÊNDICES

Artigo a ser submetido ao *Dental Materials*

Avaliação de dano por fadiga de pilares micro-mini-abutments para implantes de diâmetro reduzido

Autores: Renan Brandenburg dos Santos, Ulysses Lens, Jason Griggs, Alvaro Della Bona.

Resumo:

Declaração do problema: Implantes de diâmetro reduzido se tornam uma alternativa viável quando o paciente apresenta pouco suporte ósseo.

Objetivo: O objetivo desse estudo foi avaliar alterações de torque e de estrutura em componentes de implantes de diferentes diâmetros submetidos ao desafio de fadiga mecânica.

Materiais e métodos: Trinta implantes dentários de titânio, tipo conemorse (Unitite, SIN – Sistema de Implante, São Paulo, Brazil) com comprimento de 10 mm e seus pilares correspondentes (Micro-Mini-abutment Reto) foram divididos em três grupos distintos (n=10) conforme o diâmetro dos implantes: 4,3 mm, 3,5 mm, e 2,9 mm. Os componentes protéticos foram parafusados nos implantes fixos em um suporte de carga simulando tecido ósseo (G10 modificado), conforme recomendação do fabricante e mensurado com torquímetro digital (TQ8800; Lutron, Taipei, Taiwan). Foram coletadas imagens tomográficas (PreXion 3D Elite®; PreXion, Inc, San Mateo, California, USA) de todos os conjuntos (implante/pilar) que foram submetidos a ensaio de fadiga. Após o teste de fadiga, foram coletadas novas imagens de tomografia (TCFC) e realizada mensuração do destorque com o mesmo torquímetro digital, sendo a diferença de valores computada como afrouxamento/apertamento do parafuso.

Resultados: Implantes com diâmetro de 2,9 mm apresentaram deformações estruturais consideráveis em relação aos demais diâmetros de implantes avaliados (3,5 e 4,3 mm) sob fadiga, entretanto não foi observado diferença estatística em relação ao afrouxamento do componente entre os grupos.

Conclusão: Implantes com diâmetro abaixo de 3,5mm apresentam maior probabilidade de falha e de deformações estruturais quando comparados a implantes de diâmetro padrão. O uso de imagens com TCFC se mostrou coerente com a avaliação direta usando o torquímetro digital.

Palavras chave: Implantes dentários, Mini implantes dentários, Fadiga, Tomografia computadorizada de feixe cônico.

Implicações Clínicas:

A partir dos resultados apresentados, deve-se salientar que implantes com diâmetro menor que 3,5 mm necessitam de maior cautela em sua utilização clínica. O uso do TCFC em associação ao e-Vol DX se torna uma alternativa de diagnóstico não invasiva com menor tempo e custo clínico.

INTRODUÇÃO

Implantes de diâmetro reduzido são recomendados para casos em que se apresenta pouco espaço tridimensional para a adequada instalação de implantes de diâmetro padrão, principalmente em casos de incisivos inferiores e incisivos laterais superiores. Os implantes de diâmetro reduzido têm se mostrado uma alternativa para evitar procedimentos cirúrgicos adicionais, como enxertia óssea, com resolução mais rápida dos casos e de menor custo para o paciente [1–3].

Entretanto, e em comparação aos implantes de diâmetro padrão, o tratamento com implantes de diâmetro reduzido pode sofrer algumas complicações, principalmente com componentes, tais como: afrouxamento do parafuso, fratura de componente, e fratura do parafuso retentor [4,5], corroborando com a norma [6] que classifica os danos como deformação estrutural permanente; afrouxamento do implante ou conexões; e fratura de qualquer componente do sistema de implante.

A previsibilidade através da taxa de sobrevivência a curto prazo dos implantes de diâmetro padrão (*Standart Diameter Implants- SDI*) apresentam resultados promissores comparados aos implantes de diâmetro reduzido [7–11]. No entanto, complicações envolvendo implantes de diâmetro reduzido (*Narrow Diameter Implants- NDI*) foram observadas em sua resistência [12,13] e principalmente envolvendo componentes devido a sua menor dimensão [5,14], sendo a fratura do pilar/componente relatada como principal falha para implantes de diâmetro reduzido com duas peças [15]. Além do maior risco de fratura devido ao diâmetro reduzido, os NDI podem comprometer a reabilitação pela sobrecarga óssea [5].

Para simular o desafio clínico, estudos [16–20] utilizaram a fadiga cíclica como metodologia de eleição, entretanto apresentam algumas discordâncias em relação aos parâmetros utilizados. Quek et al., 2016 utilizaram 5×10^6 ciclos com frequência e torque conforme recomendações da ISO:14801- 2016. Outros [18,20,21] utilizaram 5×10^5 ciclos e Corazza et al., 2014 utilizaram 10^6 (1.000.000) de ciclos, porém torque e frequência apresentaram variações entre os estudos.

Considerando que a maior causa de falhas envolvendo os sistemas de implantes não estão associadas ao corpo do implante, mas ao parafuso de conexão [14], alguns estudos avaliaram, quantitativamente, a perda de torque inicial (afrouxamento) do parafuso retentor do pilar do implante [14,17,18,20,21].

A mensuração do torque de remoção dos parafusos e ou pilares pode ser realizada através de dispositivos que auxiliam na obtenção dos resultados. A principal diferença nas metodologias observadas na literatura, é a utilização de torquímetros digitais [22–24] ou a utilização de torquímetros analógicos convencionais [25,26]. É observado uma tendência na utilização de torquímetros digitais em comparação aos analógicos nos últimos ano, sugerindo que há maior precisão de resultados obtidos a partir de torquímetros digitais.

A utilização de imagens obtidas através da tomografia computadorizada de feixe conico (TCFC) é amplamente utilizada no dia a dia clínico em diversas especialidades odontológicas, não sendo diferente na implantodontia [27]. Entretanto a TCFC apresenta uma importante limitação que está relacionada a estruturas metálicas, compostas por material de alta densidade afetando o contraste da imagem e gerando artefatos na visualização do exame tomográfico [28].

Artefatos de imagem obtida por TCFC podem ser responsáveis por diversos erros de interpretação nas imagens tomográficas [29]. Contudo, softwares específicos para a odontologia apresentam filtros para tratar a imagem obtida, possibilitando a diminuição ou até mesmo eliminação dos efeitos emitidos pelas estruturas metálicas durante os processos da TCFC [30,31], mostrando assim que a TCFC pode se tornar uma alternativa para diagnóstico de imagens na implantodontia.

Desta forma, o objetivo do presente trabalho é avaliar alterações de torque e de estrutura em componentes de implantes de diferentes diâmetros submetidos ao desafio de fadiga mecânica, testando as hipóteses de que os conjuntos de implantes de diâmetro reduzido (2,9 mm e 3,5 mm de diâmetro) apresentam maior alteração de torque e deformações estruturais pós fadiga do que o grupo controle (4,3 mm de diâmetro) e utilizar TCFC+e-Vol DX para avaliar possíveis desadaptações nos conjuntos de implantes, testando a hipótese de que essa metodologia de avaliação do deslocamento do componente com relação ao implante é comparável ao teste utilizando torquímetro digital.

MATERIAIS E MÉTODOS

PREPARAÇÃO DOS CORPOS DE PROVA (CP)

Trinta implantes dentários de titânio (Ti-6Al-4V), tipo cone morse (Unitite, SIN – Sistema de Implante, São Paulo, Brazil) com comprimento de 10 mm e seus pilares correspondentes (Micro-Mini-abutment Reto, SIN – Sistema de Implante, São Paulo, Brazil) foram divididos em três grupos distintos (n=10) conforme os diâmetros dos implantes: 2,9 mm (G1); 3,5 mm (G2); e 4,3 mm (G3) (**Figuras 1 e 2**).

Figura 1: Fluxograma do estudo.

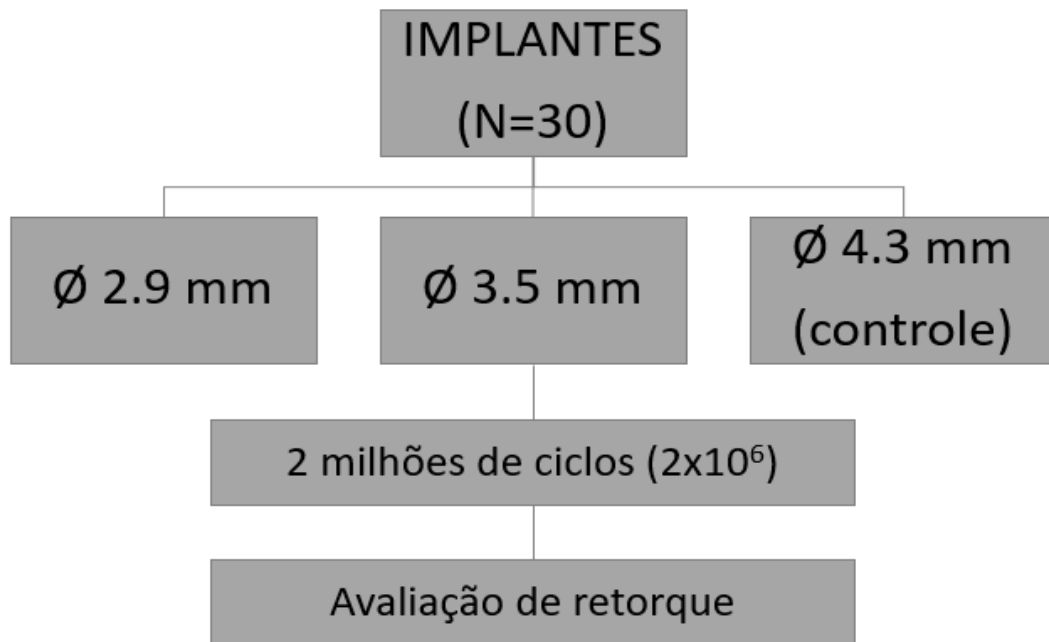




Figura 2: Implantes Unitite e seus respectivos pilares Micro-Mini-abutment Reto (SIN – Sistema de Implante, São Paulo, Brasil).

Os blocos de suporte (**Figura 3**) para simular o tecido ósseo de suporte foram compostos por dois materiais com diferentes módulos de elasticidade: uma resina composta reforçada com fibra de vidro (G10, Pied mont Plastics, NC, EUA) com módulo de elasticidade de 16 GPa, simulando o osso cortical humano (Duan & Griggs, 2018; Rho et al., 1993), combinado com uma camada interna de resina acrílica com módulo de elasticidade menor (6 GPa), simulando o osso esponjoso. Para isso, um cilindro de G10 com 12 mm de comprimento foi cortado da barra cilíndrica com 16 mm de diâmetro.

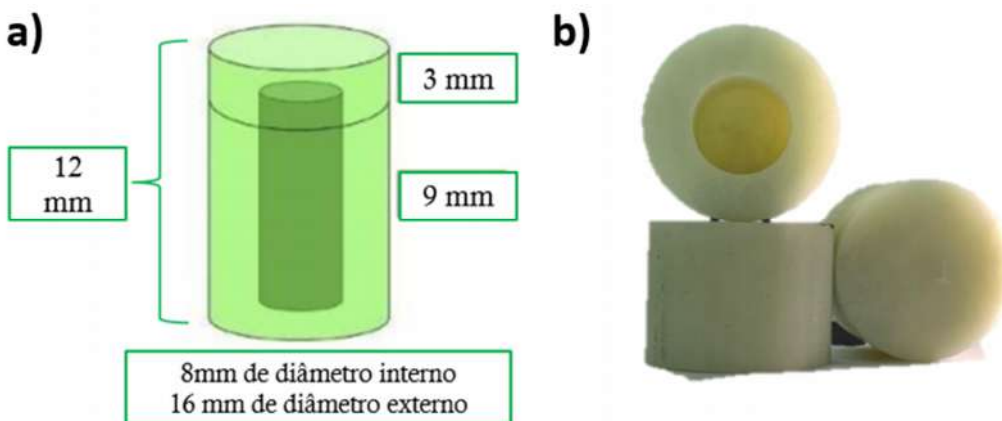


Figura 3: (a) Projeto esquemático (Duan & Griggs, 2018) do bloco de suporte (osso simulado) para receber o implante. **(b)** Bloco de suporte após usinado em torno CNC sendo a camada externa constituída pelo próprio compósito (G10) e a camada interna (diâmetro: 8 mm) é preenchida com resina epóxica ou acrílica.

Nesse cilindro foi realizada uma perfuração central interna, seguindo seu longo eixo, com diâmetro de 8 mm até 3 mm da superfície oposta (nível ósseo cortical). Os implantes foram instalados usando o kit de brocas (SIN – Sistema de Implante, São Paulo, Brazil) e motor para implantes (NSK Pro, Brasil) considerando as instruções do fabricante relativas ao protocolo de fresagem e ao torque de inserção dos implantes. O posicionamento dos implantes no simulador de suporte ósseo (G10) foi realizado de modo que eles sejam fixados 3,0 mm acima do nível ósseo nominal, simulando o pior cenário no que diz respeito à reabsorção óssea.

Com o implante devidamente instalado, a cavidade realizada na parte inferior do G10 foi preenchida com resina acrílica (JET, Clássico, São Paulo, São Paulo) que apresenta um módulo de elasticidade de, aproximadamente, 6 GPa [32,33]. Independente dos materiais de suporte apresentarem diferentes módulos de elasticidade, ambos cumprem com o requisito da norma ISO 14801, que requer um módulo de elasticidade de no mínimo 3 GPa.

Após a instalação dos implantes os componentes protéticos foram parafusados nos implantes com torque de 20 N para os conjuntos de diâmetro de 4,3 mm e 3,5 mm e com torque de 15 N para os conjuntos com 2,9 mm mensurado com torquímetro digital (TQ8800; Lutron, Taipei, Taiwan), sendo realizado verificação do torque após 5 minutos. A fim de simular a coroa protética sobre o pilar foi posicionada tampa de proteção sendo fixada na parte superior do pilar. **(Figura 4).**



Figura 4: Corpo de prova devidamente finalizado previamente a ciclagem.

TESTE DE FADIGA/ENVELHECIMENTO DO CORPO DE PROVA

Todos os conjuntos (implante/pilar) foram submetidos a ensaio de fadiga em água destilada a 37°C com os seguintes parâmetros: 2 milhões de ciclos (2×10^6), carga constante de 80 N e frequência de 2 Hz. A máquina de teste utilizada para realizar tal procedimento foi uma máquina de ciclagem pneumática (Biopid, Biocycle, São Paulo, Brasil) com 10 estações de carga (**Figura 5**). A carga foi aplicada em um ângulo de 30° ([34]). Essa angulação foi obtida utilizando um suporte (holder) angulado. (**Figura 6**)



Figura 5: Máquina de ciclagem pneumática (Biopid, Biocycle, São Carlos, São Paulo, Brasil).

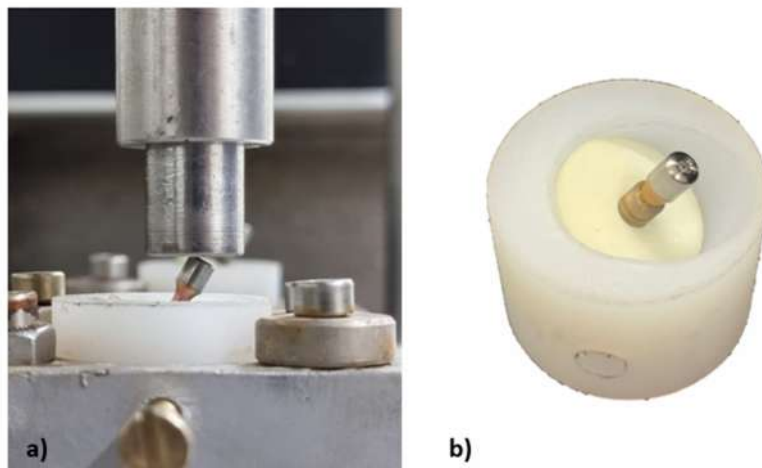


Figura 6: (a) Posicionamento do corpo de prova em ângulo de 30° conforme recomendação da norma ISO 14801:2016. (b). Suporte (holder) com angulação de 30°.

A pressão, a frequência e o número de ciclos foram programados e controlados através de uma tela de comando que aciona os pistões. Antes dos ensaios a força aplicada por cada pistão foi mensurada por uma célula de carga específica do equipamento. Os corpos de prova foram posicionados em cada um dos dispositivos de fixação e os respectivos pistões foram encostados na superfície de cada pilar, a fim de evitar movimentos inadequados. Os conjuntos foram avaliados visualmente a cada 200 mil ciclos.

AValiação da Adaptação Usando Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico (TCFC)

Um dos objetivos deste estudo foi mensurar o espaço inferior ao parafuso do pilar do implante, antes e após um período de fadiga, usando imagens de tomografia computadorizada cone beam (TCFC) e o filtro de mensuração do software e-Vol DX.

Após a montagem dos conjuntos implante-pilar e efetuado o devido torque para cada conjunto, foram realizadas marcações nas superfícies (eixo X, Y e Z) dos corpos de prova para orientação das medidas e sincronização das imagens de TCFC (PreXion 3D Elite®; PreXion, Inc, San Mateo, California, USA).

Todas as imagens foram inicialmente avaliadas com filtros BAR (Blooming Artefact Reduction) onde a invasão da imagem hiperdensa (*Blooming*) deve ser aferida por todas as 4 diferentes intensidades do filtro, 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 nas imagens de TCFC foi utilizado o arquivo DICOM e a ferramenta de medida do software e-Vol DX, 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 específico de mensuração do software de TCFC (e-Vol DX, São José dos Campos, SP, Brasil) [35]. 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 realizada 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 milésima), 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 (**Figura 7**). As medidas foram registradas em planilhas de Excel.

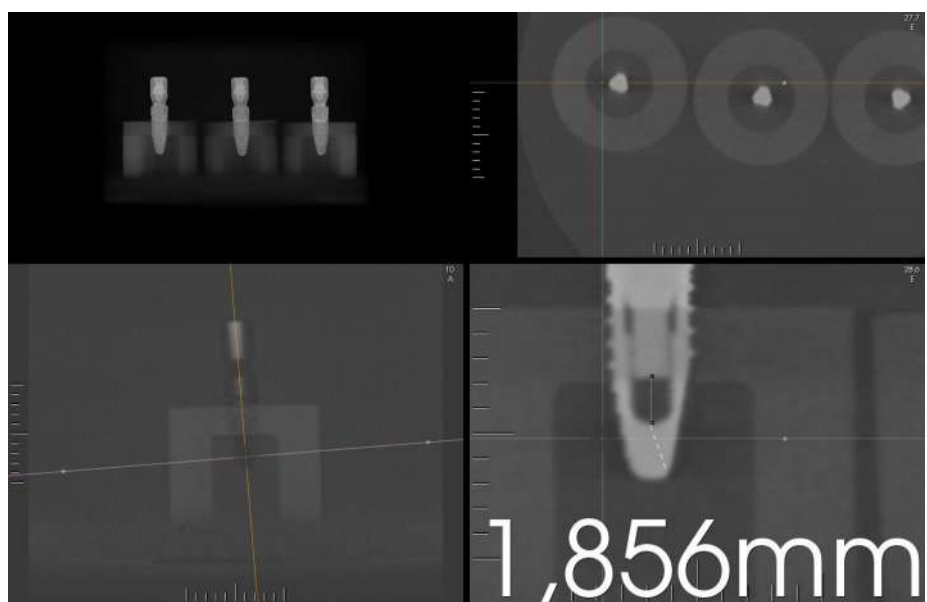


Figura 7: Imagens obtidas através do *Software e-Vol DX* para avaliação dos implantes através de TCCB.

AValiação do Torque/destorque

A quantidade de torque aplicado aos pilares foi de acordo com as instruções do fabricante sendo o torque realizado através da chave do Mini-abutment. Foi realizado o apertamento dos pilares por 3 vezes, verificando-se a cada 5 minutos, com auxílio de um torquímetro digital (TQ8800; Lutron, Taipei, Taiwan) buscando a obtenção e manutenção do torque recomendado pelo fabricante (**Figura 8a**). O torquímetro digital foi calibrado antes da utilização para cada grupo de amostras.

Após a ciclagem dos corpos de prova, foi realizada a mensuração da quantidade de afrouxamento (torque de remoção) ocorrida nos pilares protéticos usando o mesmo torquímetro digital (TQ8800; Lutron, Taipei, Taiwan) juntamente com software (Sw-u801, Lutron, Taiwan) (**Figura 8b**). Os dados foram tabulados (Excell, Microsoft Corporation, USA). Considerou-se como afrouxamento uma diferença de 20% do torque inicial (Satpathy et al., 2022).

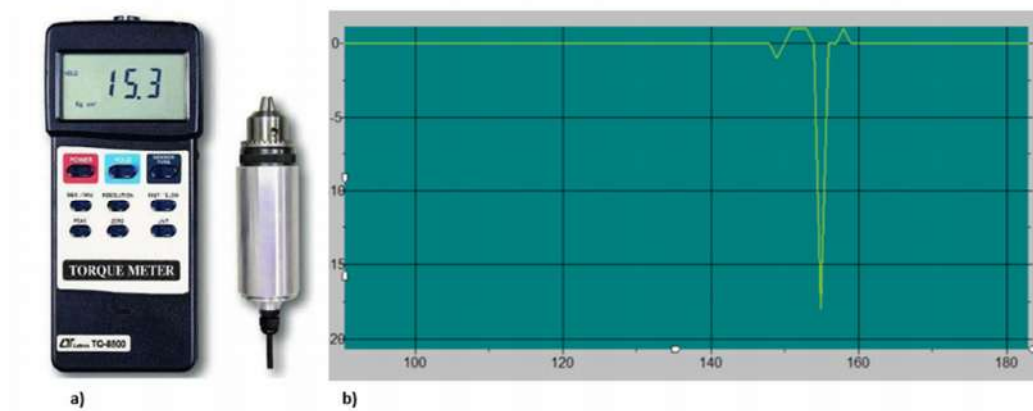


Figura 8: a) Torquímetro digital (TQ8800; Lutron, Taipei, Taiwan) utilizado para aferições precisas de torque e destorque. b) Captura de tela realizada durante a realização do destorque através do Software (Sw-u801, Lutron, Taiwan).

RESULTADOS

A diferença de valores entre torque inicial e final (pós-fadiga) e as medidas entre a borda inferior do parafuso do pilar e o assoalho da loja do parafuso na estrutura interna do implante (antes e após a fadiga) estão apresentadas na Tabela 2.

DISCUSSÃO

Com o propósito de diminuir a exposição dos pacientes a procedimentos de enxertia óssea, os implantes de diâmetro reduzido vêm ganhando expressividade na utilização clínica. Os resultados do presente estudo confirmam parcialmente a primeira hipótese de que os grupos de implantes considerados de diâmetro reduzido (2,9 e 3,5 mm) apresentam maior alteração de torque e defeitos estruturais pós fadiga do que o grupo controle (4,3 mm de diâmetro), pois as alterações no torque entre os três grupos experimentais não foi significativamente diferente, mas ocorreram alterações estruturais importantes nos conjuntos de implante/*abutment* de diâmetro de 2,9 mm.

Com o desenvolvimento da conexão cone morse, foi possível aumentar o torque no conjunto implante/*abutment* devido a característica da conexão [37], que, quando exposta à carga, pode gerar uma melhor adaptação do conjunto e em algumas situações pode aumentar

ainda mais o torque de remoção, o que foi observado no presente estudo. Assim, o afrouxamento do componente dos implantes foi similar entre os 3 grupos. Entretanto, o G1 (2,9 mm) apresentou defeitos estruturais importantes após o período de fadiga, como deformação por dobramento (**Figura 9**) e três fraturas de componentes (**Figura 10**).

As falhas observadas nos implantes de 2,9 mm corroboram com resultados reportados por outros estudos ([38,39] onde implantes com diâmetro menor que 3 mm apresentaram uma menor resistência quando comparados a implantes de diâmetro padrão. Ainda, alguns estudos [39–41] apontaram para a inexistência de avaliações expondo implantes com diâmetro reduzido (menores que 3 mm) à altas forças oclusais. Portanto, os resultados do presente estudo apresentam grande relevância, mostrando que implantes de diâmetro menor de 3 mm apresentam uma maior probabilidade de alterações estruturais do que implantes de diâmetro maior.

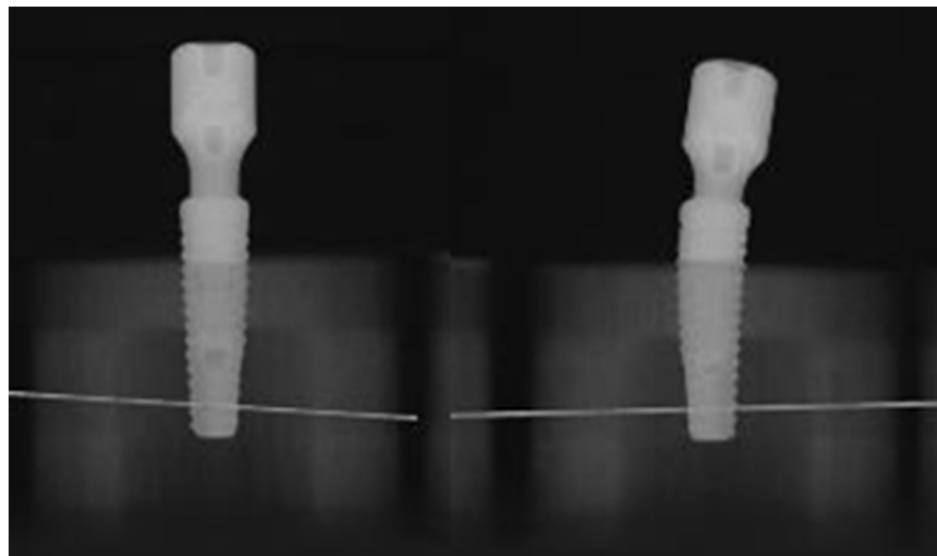


Figura 9. Imagens de TCFC avaliadas com o software e-Vol DX mostrando deformação estrutural ocorrida pós fadiga em corpo de prova do G1.

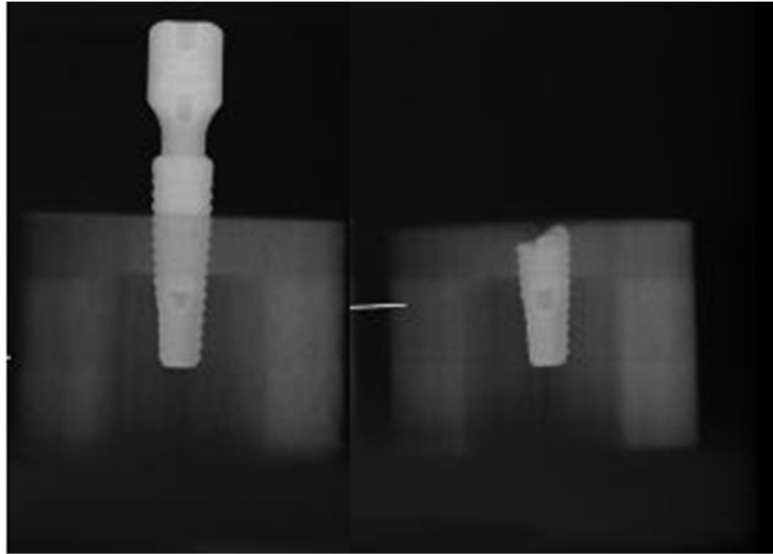


Figura 10. Imagens de TCFC avaliadas com o software e-Vol DX mostrando falha catastrófica ocorrida pós fadiga em corpo de prova do G1.

Importante mencionar que o comportamento estrutural sob fadiga entre os conjuntos dos G2 (3,5 mm de diâmetro) e G3 (4,3 mm de diâmetro) foi muito semelhante, tanto com relação ao torque quanto em relação a ausência de deformações estruturais. Os resultados obtidos são semelhantes a outros estudos [12,13] afirmando que implantes com diâmetro de 3,5 mm ou superior apresentam boas características de resistência bem como um alto percentual de sobrevivência quando comparados a implantes de diâmetro padrão.

Em relação a macro geometria dos micro-mini-*abutments*, pode-se observar que os componentes utilizados nos conjuntos do G1 se apresentam com um menor diâmetro, todavia, com um comprimento maior em relação aos componentes utilizados nos grupos G2 e G3. Possivelmente a alteração em relação ao comprimento, conforme observado por [42] auxiliou no não afrouxamento do componente após os testes de fadiga, devido ao maior número de roscas responsáveis pela fixação e também pela maior área de contato entre o conjunto.

Em adição às diferenças macro geométricas, os componentes também apresentam diferenças em relação ao torque de instalação recomendado pelo fabricante. Enquanto os componentes do G1 devem ser instalados com 15 N e os componentes do G2 e G3 devem ser instalados com 20 N, ocorrendo desta forma uma diminuição de 25% do torque aplicado nos

grupos G2 e G3 em comparação ao G1, tal distinção deve ser considerada quando os conjuntos são expostos a grandes cargas oclusais.

O afrouxamento é o primeiro sinal clínico para uma possível falha em implantes [43]). A literatura oferece diferentes metodologias a serem utilizadas para essa avaliação, como por exemplo: utilização de torquimetro digital [22–24] , avaliação através de imagens ([44]), e fórmulas que avaliam afrouxamento buscando uma maior precisão. Contudo, o presente estudo utiliza uma metodologia inovadora utilizando o torquimetro digital para avaliar a diferença de torque e imagens de alta nitidez para avaliar o deslocamento do componente no interior do implante, cujos conjuntos foram submetidos a fadiga, simulando o serviço oral.

Dispor da utilização de TCFC+e-Vol DX para avaliar possíveis desadaptações e deformações estruturais nos conjuntos de implantes previamente à realização do destorque, torna a metodologia de avaliação de afrouxamento de componentes mais precisa e com resultados previsíveis. Os resultados do presente estudo confirmam a segunda hipótese, pois as imagens tiveram uma correlação positiva significativa com as mensurações realizadas pelo torquímetro digital. Esse resultado é de extrema importância, salientando que as medições realizadas através das imagens consolida os resultados obtidos através do torquímetro digital, sendo uma inovação não observada nos estudos já realizados e uma excelente alternativa como metodologia complementar para a avaliação de afrouxamento de componentes de implantes.

Assim como [44] a pesquisa em tela faz uso de imagens para avaliações precisas em implantes. Contudo, Rezende et al., 2015 apresenta imagens obtidas através de microtomografias, que quando comparadas à TCFC apresentam um maior custo, bem como são de difícil acesso. Imagens obtidas através de TCFC estão consolidadas na utilização em pacientes, sendo solicitadas como exame complementar frequentemente pelos cirurgiões-dentistas, por terem acesso facilitado e serem de maior domínio da classe odontológica.

A correlação dos resultados apresentados através da obtenção de medidas das imagens em comparação com o torque de remoção são relevantes no sentido da utilização da TCFC não somente na parte cirúrgica da implantodontia, mas também no diagnóstico de possíveis afrouxamentos, falhas ou desadaptações em conexões de implantes, previamente a uma falha catastrófica do implante em uso no paciente.

CONCLUSÕES

Com base nos resultados desta pesquisa clínica, seguindo conclusões foram tiradas:

- 1- Implantes com diâmetro abaixo de 3,5mm apresentam maior probabilidade de falha e de deformações estruturais quando comparados a implantes de diâmetro padrão.
- 2- O uso do TCFC em associação ao e-Vol DX para avaliar possíveis desadaptações entre implantes e seus componentes se mostrou muito coerente com a avaliação direta usando o torquímetro digital, tornando-se, assim, uma excelente ferramenta de diagnóstico não invasiva para avaliação do afrouxamento de componentes de implantes.

REFERÊNCIAS

- [1] Papadimitriou DEV, Friedland B, Gannam C, Salari S, Gallucci GO. Narrow-Diameter versus Standard-Diameter Implants and Their Effect on the Need for Guided Bone Regeneration: A Virtual Three-Dimensional Study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2015;17:1127–33. <https://doi.org/10.1111/cid.12224>.
- [2] Schiegnitz E, Al-Nawas B, Kämmerer PW, Grötz KA. Oral rehabilitation with dental implants in irradiated patients: A meta-analysis on implant survival. *Clin Oral Investig* 2014;18:687–98. <https://doi.org/10.1007/s00784-013-1134-9>.
- [3] Robert Spray J, Gary Black C, Morris HF, Ochi S. The Influence of Bone Thickness on Facial Marginal Bone Response: Stage 1 Placement Through Stage 2 Uncovering. vol. 5. 2000.
- [4] Hirata R, Bonfante E, Machado L, Tovar N, Coelho P. Mechanical Evaluation of Four Narrow-Diameter Implant Systems. *Int J Prosthodont* 2014;27:359–62. <https://doi.org/10.11607/ijp.3926>.
- [5] Allum SR, Tomlinson RA, Joshi R. The impact of loads on standard diameter, small diameter and mini implants: A comparative laboratory study. *Clin Oral Implants Res* 2008;19:553–9. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2007.01395.x>.
- [6] Iso. Dentistry-Implants-Dynamic loading test for endosseous dental implants. 2016.

- [7] Assaf A, Saad M, Daas M, Abdallah J, Abdallah R. Use of narrow-diameter implants in the posterior jaw: A systematic review. *Implant Dent* 2015;24:294–306. <https://doi.org/10.1097/ID.0000000000000238>.
- [8] Barbosa FT, Zanatta LCS, De Souza Rendohl E, Gehrke SA. Comparative analysis of stress distribution in one-piece and two-piece implants with narrow and extra-narrow diameters: A finiteelement study. *PLoS One* 2021;16. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0245800>.
- [9] Froum S, Shi Y, Fisselier F, Cho S-C. Long-Term Retrospective Evaluation of Success of Narrow-Diameter Implants in Esthetic Areas: A Consecutive Case Series with 3 to 14 Years Follow-up. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2017;37:629–37. <https://doi.org/10.11607/prd.3266>.
- [10] Klein M, Schiegnitz E, Al-Nawas B. Systematic Review on Success of Narrow-Diameter Dental Implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2014;29:43–54. <https://doi.org/10.11607/jomi.2014suppl.g1.3>.
- [11] César Neto JB, Cavalcanti MC, Sapata VM, Pannuti CM, Hämmerle CHF, Naenni N, et al. The positive effect of tenting screws for primary horizontal guided bone regeneration: A retrospective study based on cone-beam computed tomography data. *Clin Oral Implants Res* 2020;31:846–55. <https://doi.org/10.1111/clr.13630>.
- [12] Babbush CA, Kanawati A, Brokloff J. A new approach to the all-on-four treatment concept using narrow platform NobelActive implants. *Journal of Oral Implantology* 2013;39:314–25. <https://doi.org/10.1563/AAID-JOI-D-12-00223>.
- [13] Degidi M, Piattelli A, Carinci F. Clinical Outcome of Narrow Diameter Implants: A Retrospective Study of 510 Implants. *J Periodontol* 2008;79:49–54. <https://doi.org/10.1902/jop.2008.070248>.
- [14] Quek CE, Rcsed M, Keson /, Tan B, Jack /, Nicholls I, et al. Load Fatigue Performance of a Single-Tooth Implant Abutment System: Effect of Diameter. 2005.
- [15] Bordin D, Witek L, Fardin VP, Bonfante EA, Coelho PG. Fatigue Failure of Narrow Implants with Different Implant-Abutment Connection Designs. *Journal of Prosthodontics* 2018;27:659–64. <https://doi.org/10.1111/jopr.12540>.

- [16] Bordin D, Witek L, Fardin VP, Bonfante EA, Coelho PG. Fatigue Failure of Narrow Implants with Different Implant-Abutment Connection Designs. *Journal of Prosthodontics* 2018;27:659–64. <https://doi.org/10.1111/jopr.12540>.
- [17] Corazza PH, De Moura Silva A, Cavalcanti Queiroz JR, Salazar Marocho SM, Bottino MA, Massi M, et al. Carbon film coating of abutment surfaces: Effect on the abutment screw removal torque. *Implant Dent* 2014;23:434–8. <https://doi.org/10.1097/ID.000000000000111>.
- [18] 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. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2013;110:383–8. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2013.06.007>.
- [19] Ricciardi Coppedê A, De Mattos MDGC, 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>.
- [20] Villarinho EA, Cervieri A, Shinkai RSA, Grossi ML, Teixeira ER. The effect of a positioning index on the biomechanical stability of tapered implant-abutment connections. *Journal of Oral Implantology* 2015;41:139–43. <https://doi.org/10.1563/AAID-JOI-D-12-00245>.
- [21] Çehreli MC, Akça K, Iplikçioğlu H, Şahin S. Dynamic fatigue resistance of implant-abutment junction in an internally notched morse-taper oral implant: Influence of abutment design. *Clin Oral Implants Res* 2004;15:459–65. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2004.01023.x>.
- [22] Valente MGS, Faria ACL, Ribeiro RF, Rocha SS. Effect of changes in implants and cyclic loading in the abutment screw loosening. *Journal of Osseointegration* 2020;12:167–71. <https://doi.org/10.23805/JO.2020.12.02.13>.
- [23] Sammour SR, Maamoun El-Sheikh M, Aly El-Gendy A. Effect of implant abutment connection designs, and implant diameters on screw loosening before and after cyclic loading: In-vitro study. *Dental Materials* 2019;35:e265–71. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2019.07.026>.
- [24] Moris I, Faria A, Ribeiro R, Rodrigues R. Torque Loss of Different Abutment Sizes Before and After Cyclic Loading. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2015;30:1256–61. <https://doi.org/10.11607/jomi.3868>.

- [25] Martins CM, Ramos EV, Kreve S, Pinheiro De Carvalho GA, Batista A, Franco G, et al. Reverse torque evaluation in indexed and nonindexed abutments of Morse Taper implants in a mechanical fatigue test. vol. 110. 2019.
- [26] Yi Y, Heo SJ, Koak JY, Kim SK. Comparison of CAD/CAM abutment and prefabricated abutment in Morse taper internal type implant after cyclic loading: Axial displacement, removal torque, and tensile removal force. *Journal of Advanced Prosthodontics* 2019;11:305–12. <https://doi.org/10.4047/jap.2019.11.6.305>.
- [27] Scarfe WC, Farman AG, Sukovic P. *Clinical Applications of Cone-Beam Computed Tomography in Dental Practice*. 2006.
- [28] 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>.
- [29] Barrett JF, Keat N. Artifacts in CT: Recognition and avoidance. *Radiographics* 2004;24. <https://doi.org/10.1148/rg.246045065>.
- [30] Gregoris Rabelo LE, Bueno M dos R, Costa MVC da, de Musis 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. <https://doi.org/10.1016/j.compbimed.2021.104679>.
- [31] Huybrechts B, Bud M, Bergmans L, Lambrechts P, Jacobs R. Void detection in root fillings using intraoral analogue, intraoral digital and cone beam CT images. *Int Endod J* 2009;42:675–85. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2591.2009.01566.x>.
- [32] Duan Y, Griggs JA. Effect of loading frequency on cyclic fatigue lifetime of a standard-diameter implant with an internal abutment connection. *Dental Materials* 2018;34:1711–6. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2018.09.001>.
- [33] Rho JY, Ashman RB, Turner CH. YOUNG'S MODULUS OF TRABECULAR AND CORTICAL BONE MATERIAL: ULTRASONIC AND MICROTENSILE MEASUREMENTS*. vol. 26. 1993.
- [34] Iso. *Dentistry-Implants-Dynamic loading test for endosseous dental implants*. 2016.

- [35] Bueno MR, Estrela C, Azevedo BC, Diogenes A. Development of a new cone - Beam computed tomography software for endodontic diagnosis. *Braz Dent J* 2018;29:517–29. <https://doi.org/10.1590/0103-6440201802455>.
- [36] Bueno MR, Estrela C, Azevedo BC, Diogenes A. Development of a new cone - Beam computed tomography software for endodontic diagnosis. *Braz Dent J* 2018;29:517–29. <https://doi.org/10.1590/0103-6440201802455>.
- [37] Sammour SR, Maamoun El-Sheikh M, Aly El-Gendy A. Effect of implant abutment connection designs, and implant diameters on screw loosening before and after cyclic loading: In-vitro study. *Dental Materials* 2019;35:e265–71. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2019.07.026>.
- [38] Ortega-Oller I, Suárez F, Galindo-Moreno P, Torrecillas-Martínez L, Monje A, Catena A, et al. The Influence of Implant Diameter on Its Survival: A Meta-Analysis Based on Prospective Clinical Trials. *J Periodontol* 2014;85:569–80. <https://doi.org/10.1902/jop.2013.130043>.
- [39] Schiegnitz E, Al-Nawas B. Narrow-diameter implants: A systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Implants Res* 2018;29:21–40. <https://doi.org/10.1111/clr.13272>.
- [40] Froum S, Shi Y, Fisselier F, Cho S-C. Long-Term Retrospective Evaluation of Success of Narrow-Diameter Implants in Esthetic Areas: A Consecutive Case Series with 3 to 14 Years Follow-up. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2017;37:629–37. <https://doi.org/10.11607/prd.3266>.
- [41] Klein M, Schiegnitz E, Al-Nawas B. Systematic Review on Success of Narrow-Diameter Dental Implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2014;29:43–54. <https://doi.org/10.11607/jomi.2014suppl.g1.3>.
- [42] Shin HM, Huh JB, Yun MJ, Jeon YC, Chang BM, Jeong CM. Influence of the implant-abutment connection design and diameter on the screw joint stability. *Journal of Advanced Prosthodontics* 2014;6:126–32. <https://doi.org/10.4047/jap.2014.6.2.126>.
- [43] Gupta S, Gupta H, Tandan A. Technical complications of implant-causes and management: A comprehensive review. *Natl J Maxillofac Surg* 2015;6:3. <https://doi.org/10.4103/0975-5950.168233>.

- [44] 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>.