



UNIVERSIDADE DE RIBEIRÃO PRETO
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

HENRIQUE OHNO DE SOUZA

AVALIAÇÃO DO COMPORTAMENTO MECÂNICO DE PILARES CONE
MORSE SUBMETIDOS A DIFERENTES VALORES DE TORQUE DO
PARAFUSO DE FIXAÇÃO: ANÁLISE *IN VITRO* E PELO MEF 3D

Ribeirão Preto

2025

Henrique Ohno de Souza

**AVALIAÇÃO DO COMPORTAMENTO MECÂNICO DE PILARES
CONE MORSE SUBMETIDOS A DIFERENTES VALORES DE
TORQUE DO PARAFUSO DE FIXAÇÃO: ANÁLISE *IN VITRO* E PELO
MEF 3D**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade de Ribeirão Preto, como parte dos requisitos para obtenção do Título de Mestre em Odontologia, área de concentração Implantodontia.

Orientador: Profa. Dra. Izabela Cristina Maurício Moris

Ribeirão Preto

2025

Ficha catalográfica preparada pelo Centro de Processamento
Técnico da Biblioteca Central da UNAERP

- Universidade de Ribeirão Preto -

SOUZA, Henrique Ohno de, 1999-
S729a Avaliação do comportamento mecânico de pilares cone morse submetidos a diferentes valores de torque do parafuso de fixação: análise *in vitro* e pelo MEF 3D / Henrique Ohno de Souza. -- Ribeirão Preto, 2025.
49 f. : il. color.

Orientador (a): Profa.^a Dra.^a Izabela Cristina Maurício Moris.

Dissertação (Mestrado em Odontologia) – Universidade de Ribeirão Preto (UNAERP), Ribeirão Preto, 2025.

1. Implantes dentários. 2. Torque. 3. Análise de elementos finitos.
I. Título.

CDD 617.6

HENRIQUE OHNO DE SOUZA

**"AVALIAÇÃO DO COMPORTAMENTO MECÂNICO DE PILARES
CONE MORSE SUBMETIDOS A DIFERENTES VALORES DE TORQUE DO
PARAFUSO DE FIXAÇÃO: ANÁLISE IN VITRO E PELO MEF 3D"**

Dissertação de Mestrado apresentada ao
Programa de Pós-Graduação em
Odontologia da Universidade de Ribeirão
Preto para obtenção de título de Mestre em
Odontologia.

Orientador(a): Profa. Dra. Izabela Cristina
Mauricio Moris Rivera

Área de concentração: Implantodontia

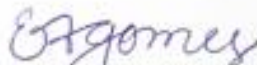
Data de defesa: 25 de novembro de 2025

Resultado: Aprovado

BANCA EXAMINADORA



Profa. Dra. Izabela Cristina Mauricio Moris Rivera
Professora Assistente Doutora do Curso de Odontologia da
Universidade de Ribeirão Preto (UNAERP)



Profa. Dra. Erica Alves Gomes
Professora Assistente Doutora do Curso de Odontologia da
Universidade de Ribeirão Preto (UNAERP)



Prof. Dr. Ricardo Faria Ribeiro
Professor Titular da Faculdade de Odontologia de Ribeirão
Preto da Universidade de São Paulo (FORP-USP)



unaerp

100
ANOS
1924 - 2024



CAPES



Este trabalho foi realizado no Laboratório de Pesquisa em Odontologia da Pós-Graduação da Universidade de Ribeirão Preto, com apoio financeiro da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – CAPES (Nº do Processo: 00.889.834/0001-08).

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho, primeiramente, **a Deus**, por sua presença constante em minha vida, por iluminar meus pensamentos e me conduzir nos momentos de dificuldade. Sou imensamente grato por sua presença constante em minha vida.

Aos meus pais, **José Augusto de Souza** e **Rosaria Yoshiko Ohno de Souza**, minha eterna gratidão e amor. Foram vocês que, com coragem, dedicação e incansável esforço, tornaram possível cada passo da minha caminhada. Obrigado por acreditarem em mim mesmo quando eu duvidava, por estarem presentes nos momentos mais difíceis e por celebrarem comigo cada pequena conquista. O exemplo de vida, os valores transmitidos e o amor incondicional que sempre recebi de vocês são pilares fundamentais da minha trajetória. Este trabalho é também de vocês.

À minha avó, **Cenilda de Souza** (*in memoriam*), que foi mais que uma avó, foi uma verdadeira mãe para mim. Uma das minhas maiores realizações profissionais sempre foi o sonho de poder fazer uma prótese nova para ela. Infelizmente, sua partida precoce me privou dessa oportunidade, mas sinto que, mesmo longe, ela continua comigo, iluminando e fortalecendo cada passo das minhas batalhas diárias, em todos os caminhos que eu trilhar.

Aos meus primeiros professores de Prótese, **Profa. Dra. Érica Alves Gomes**, **Prof. Dr. Celso Bernardo de Sousa Filho** e **Profa. Dra. Izabela Cristina Maurício Moris**, minha mais profunda gratidão. Vocês foram fundamentais na construção do profissional e da pessoa que me tornei. Através dos seus ensinamentos, dedicação e exemplo, despertaram em mim não apenas o interesse, mas uma verdadeira paixão pela Prótese Dentária. Cada aula, cada orientação e cada palavra de incentivo me impulsionaram a seguir com ainda mais empenho e amor por aquilo que faço. Hoje, tenho certeza de que escolhi o caminho certo e isso se deve, em grande parte, a vocês.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

À **Profa. Dra. Izabela Cristina Maurício Moris**, minha sincera gratidão. Desde a graduação, seus ensinamentos e incentivo foram fundamentais para minha trajetória. Agradeço profundamente por, ainda naquela época, ter confiado em mim e permitido que eu participasse de suas pesquisas, mesmo sem ser seu orientando direto. Agora, na pós-graduação, como seu orientando oficial, tive o privilégio ainda maior de contar com sua orientação próxima, paciência, sabedoria e apoio constante em cada etapa do caminho.

À **Profa. Dra. Ana Paula Macedo**, obrigado por todo o ensinamento, suporte e dedicação ao longo deste projeto. Você é uma profissional incrível, e sou muito grato pela paciência, atenção e pelo tempo que dedicou a me ajudar com os elementos finitos. Sua ajuda foi essencial em cada etapa, e levarei comigo tudo o que aprendi ao seu lado.

À **Profa. Dra. Adriana Cláudia Lapria Faria**, pessoa admirável, de imenso conhecimento, carisma e um coração gigante. Sou profundamente grato por todo o suporte, atenção e generosidade ao longo deste projeto. Sua disposição em ajudar, mesmo diante de tantas responsabilidades, fez toda a diferença na minha caminhada.

Ao coordenador do curso da graduação em Odontologia **Prof. Dr. Fuad Abi Rached Junior**, sou imensamente grato pelas oportunidades que me foram concedidas ao longo da pós-graduação. Sua confiança no meu trabalho e o apoio constante foram fundamentais para que eu pudesse evoluir e enfrentar os desafios desse período. Muito obrigado por acreditar no meu potencial e por contribuir de forma tão significativa para essa etapa tão importante da minha formação.

À **Profa. Dra. Érica Alves Gomes**, minha primeira professora de Prótese, sou imensamente grato por todo o aprendizado e dedicação ao longo desses anos. Foi uma longa e valiosa caminhada ao seu lado, e carrego comigo uma admiração enorme por você. Enxergo em você uma profissional excepcional, cuja presença fez e continua fazendo toda a diferença na minha formação. Muito obrigado por tudo.

À **Profa. Dra. Mariana Lima da Costa Valente**, minha profunda admiração e gratidão. Uma profissional extremamente inteligente, dedicada e generosa, com um conhecimento

impressionante na área de pesquisa. Muito obrigado por toda a ajuda, pelos conselhos e pela disposição em compartilhar seu saber ao longo da minha trajetória. Foi um privilégio aprender com você.

Ao **Prof. Dr. Edson Alfredo**, muito obrigado por todo o apoio ao longo dessa caminhada. Sua visão de conhecimento, que une a engenharia e a odontologia, sempre me inspirou. É admirável a forma como o senhor vai além do convencional, sempre enxergando o conhecimento com profundidade, amplitude e uma visão integrada. Temos muita sorte em contar com um profissional tão competente, dedicado e generoso. Sou especialmente grato pela ajuda na disciplina Integrada durante a graduação e principalmente pela oportunidade de ter sido professor substituto ao seu lado. Foi uma experiência incrível, daquelas que marcam a vida.

AGRADECIMENTOS

À Universidade de Ribeirão Preto, na pessoa do seu Magnífico Reitor **Prof. Dr. Sebastião Sergio da Silveira**, personalidade constante e pioneira na educação nacional. Obrigado pela oportunidade de poder concretizar essa conquista.

À Coordenadora do Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade de Ribeirão Preto, **Profa. Dra. Yara T. C. Silva Sousa** que foi uma mãe para todos os alunos da Pós-Graduação. Sou imensamente grato pelos conselhos, pelas conversas e pelo cuidado constante, que sempre me guiaram ao longo de toda essa jornada.

Ao corpo docente do curso do Programa de Pós-Graduação da Universidade de Ribeirão Preto: **Prof. Dr. André Pitondo da Silva, Prof. Dr. Carlos Miranda, Prof. Dr. Edson Alfredo, Profa. Dra. Érica Alves Gomes, Prof. Dr. Fuad Jacob Abi Rached Junior, Profa. Dra. Graziela Bianchi Leoni, Profa. Dra. Mariana Lima da Costa Valente, Profa. Dra. Izabela Cristina Mauricio Moris, Profa. Dra. Larissa M. S. C. Raucci, Profa. Dra. Lais Lima Pelozo, Profa. Dra. Rayana Longo Bighetti Trevisan e Profa. Dra. Yara T. Corrêa Silva Sousa**, pelos ensinamentos transmitidos.

Aos meus colegas de Pós-Graduação **Adrielle Fecarolli, Danielle Aparecida Freitas, Evelyn Cristina Gonçalves, Maria Luiza Gonçalves Bernardelli, May Zampieri, Vitória Gabriela Louzada, Júlia Lamin dos Santos, Guilherme Martinelli, Ada Andrade Rodrigues, Isabela Massaro, Ana Paula Castro, Lilian Flosi e Gabriela Kato Bego**, pela ótima convivência e parceria que compartilhamos durante o curso.

Ao **Departamento de Materiais Dentários e Prótese da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto (FORP-USP)**, agradeço pela disponibilidade dos equipamentos utilizados ao longo de todo o projeto.

Ao **Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq)** pelo auxílio regular à pesquisa, Processo nº 00.889.834/0001-08.

À **Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES)** pelo auxílio financeiro para o desenvolvimento deste projeto.

"O sucesso é a soma de pequenos esforços repetidos dia após dia."

Robert Collie

RESUMO

O objetivo deste estudo foi avaliar o comportamento de pilares cone Morse de titânio submetidos a diferentes valores de torque do parafuso de fixação, por meio de ensaio *in vitro* e pelo Método dos Elementos Finitos (MEF). Foram utilizados 24 implantes de titânio com conexão cone Morse (3,5 mm × 11,5 mm), posicionados em cilindros de PVC com inclinação de 30°. Os conjuntos implante/pilar foram divididos em quatro grupos (n=6) conforme o torque aplicado ao parafuso de fixação: 9, 12, 15 e 18 N·cm. Coroas de canino superior em liga níquel-cromo foram confeccionadas e cimentadas com cimento provisório. Para a ciclagem mecânica, utilizou-se máquina de ensaio de fadiga, aplicando força de 100 N no cingulo a 30° em relação ao longo eixo do implante, durante 1.000.000 ciclos a 2 Hz e temperatura de 37°C. A perda de torque foi avaliada antes e após a ciclagem. Para o teste de fratura, o torque original foi reaplicado, e os espécimes foram submetidos a uma força oblíqua a 30° em relação ao eixo do implante, com célula de carga de 10kN (1000 kgf) e velocidade de deslocamento de 0,5 mm/min. Para a análise pelo MEF, os conjuntos implante/pilar/corona foram escaneados por microtomografia antes da ciclagem mecânica. A partir dessas imagens, obteve-se o modelo virtual de cada conjunto, os quais foram submetidos a simulações com e sem aplicação de torque, sob carga oblíqua de 100 N a 30° aplicada na região do cingulo. As comparações da perda de torque foram realizadas pelo Modelo Linear de Efeitos Mistos com nível de significância de 5%. Os resultados indicaram diferenças estatisticamente significativas dentro de todos os grupos quando comparados antes e após a ciclagem mecânica ($p < 0,05$). Antes da ciclagem, não houve diferença entre os grupos ($p > 0,05$). Após a ciclagem, o grupo de 9 Ncm apresentou redução significativa em relação aos demais ($p < 0,05$), enquanto os grupos de 12, 15 e 18 Ncm não diferiram entre si ($p > 0,05$). Verificada a normalidade da distribuição amostral dos dados de fratura, aplicou-se a Análise de Variância (ANOVA) unifatorial, seguida pelo teste post-hoc de Tukey, com nível de significância de 5%. Observou-se diferença significativa na resistência à fratura entre os grupos ($p = 0,0004$). O grupo com torque de 18 Ncm apresentou maior resistência, sendo superior aos de 9 e 12 Ncm ($p < 0,01$). O grupo de 15 Ncm não apresentou diferença estatisticamente significativa em relação aos demais grupos ($p > 0,05$). A análise qualitativa e quantitativa por elementos finitos evidenciou que, com o torque, a tensão máxima foi de 251,89 MPa, concentrada na região inicial das roscas, enquanto sua ausência resultou em um aumento expressivo da tensão, atingindo 884,66 MPa na conexão implante-pilar. Conclui-se que o torque de fixação influencia de maneira significativa o comportamento mecânico do conjunto e que sua ausência aumenta de modo acentuado a concentração de tensões na junção implante pilar.

Palavras-chave: Implantes Dentários. Torque. Análise de Elementos Finitos.

ABSTRACT

The objective of this study was to evaluate the behavior of titanium Morse taper abutments subjected to different values of fixation screw torque, through in vitro testing and the Finite Element Method (FEM). Twenty-four titanium implants with Morse taper connections (3.5 mm × 11.5 mm) were positioned in PVC cylinders at a 30° inclination. The implant/abutment assemblies were divided into four groups (n=6) according to the torque applied to the fixation screw: 9, 12, 15, and 18 N cm. Maxillary canine crowns in nickel-chromium alloy were fabricated and cemented with temporary cement. For mechanical cycling, a fatigue testing machine was used, applying a force of 100 N to the cingulum at 30° in relation to the long axis of the implant, for 1,000,000 cycles at 2 Hz and a temperature of 37°C. Torque loss was assessed before and after cycling. For fracture testing, the original torque was reapplied, and the specimens were subjected to an oblique force at 30° to the implant axis, with a 10 kN (1000 kgf) load cell and a displacement speed of 0.5 mm/min. For FEM analysis, the implant/abutment/crown assemblies were scanned by microtomography before mechanical cycling. From these images, a virtual model of each assembly was obtained, which were subjected to simulations with and without torque application, under an oblique load of 100 N at 30° applied to the cingulum region. Torque loss comparisons were made using a Linear Mixed Effects Model with a significant level of 5%. The results indicated statistically significant differences within all groups when compared before and after mechanical cycling ($p < 0.05$). Before cycling, there was no difference between the groups ($p > 0.05$). After cycling, the 9 N cm group showed a significant reduction in relation to the others ($p < 0.05$), while the 12, 15 and 18 N cm groups did not differ from each other ($p > 0.05$). After verifying the normality of the sample distribution of the fracture data, one-way Analysis of Variance (ANOVA) was applied, followed by Tukey's post-hoc test, with a significance level of 5%. A significant difference in fracture resistance was observed between the groups ($p = 0.0004$). The group with a torque of 18 N cm showed greater resistance, being superior to those of 9 and 12 N cm ($p < 0.01$). The 15 N cm group did not present a statistically significant difference in relation to the other groups ($p > 0.05$). Qualitative and quantitative finite element analysis showed that, with torque, the maximum stress was 251.89 MPa, concentrated in the initial region of the threads, while its absence resulted in a significant increase in stress, reaching 884.66 MPa at the implant-abutment connection. It can be concluded that the tightening torque significantly influences the mechanical behavior of the assembly and that its absence markedly increases the stress concentration at the implant-abutment junction.

Keywords: Dental Implants. Torque. Finite Element Analysis.

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	14
2. PROPOSIÇÃO	17
3. MATERIAL E MÉTODOS.....	18
4. RESULTADOS	32
5. DISCUSSÃO	37
6. CONCLUSÕES	41
REFERÊNCIAS	42

1. INTRODUÇÃO

Os implantes osseointegráveis representaram um avanço significativo na odontologia ao possibilitarem tratamentos funcionais e estéticos em reabilitações protéticas unitárias, parciais ou totais (CAMACHO-ALONSO *et al.*, 2022; SIMIONATO *et al.*, 2023). Após anos de pesquisa e progresso, essa técnica tornou-se cada vez mais popular entre os cirurgiões-dentistas, devido à sua previsibilidade e às notáveis taxas de sucesso clínico a longo prazo (GONZÁLES-MARTÍN *et al.*, 2020). No entanto, forças de diferentes intensidades e direções durante a mastigação, assim como hábitos parafuncionais, podem resultar em complicações biomecânicas (YANG *et al.*, 2022).

A junção implante-pilar é reconhecida como a área mais suscetível a falhas biomecânicas, sendo sua estabilidade fundamental para o sucesso das restaurações implantossuportadas (YANG *et al.*, 2022; FREITAS *et al.*, 2024). Dentre essas falhas, o afrouxamento do parafuso destaca-se como uma das mais prevalentes, o qual pode acarretar diversas consequências, como fratura do implante, do pilar ou do próprio parafuso, vazamento microbiológico, má distribuição das forças oclusais e falha na osseointegração. (GOODACRE *et al.*, 2018; VINHAS *et al.*, 2020; SRIVASTAVA *et al.*, 2025). As principais causas estão relacionadas ao torque de inserção inadequado, sobrecarga funcional, imprecisões na usinagem dos componentes e o formato do parafuso e da restauração (ATTIAH *et al.*, 2020).

A aplicação de uma pré-carga por meio do parafuso de retenção é indicada para reduzir o risco de afrouxamento da conexão implante-pilar (LANG *et al.*, 2003; HONÓRIO TONIN *et al.*, 2022). Embora exista uma relação direta entre o torque aplicado e a pré-carga gerada, estima-se que apenas cerca de 10% do torque seja efetivamente convertido em força de retenção, enquanto aproximadamente 90% é dissipado para superar o atrito entre as superfícies de contato dos componentes (HUANG *et al.*, 2019). O parafuso de fixação atua como uma mola tensionada pela pré-carga, mantida principalmente pelo atrito entre as roscas. A aplicação de forças externas, sejam axiais ou transversais, pode induzir micromovimentos nessas interfaces, o que resulta em dissipação da tensão e consequente redução da pré-carga (HUANG *et al.*, 2019; HONÓRIO TONIN *et al.*, 2022).

A aplicação incorreta do torque, seja por aperto insuficiente ou excessivo, compromete a estabilidade da união protética e aumenta o risco de falha por fadiga, afrouxamento ou fratura do parafuso (SIAMOS *et al.*, 2002). Torques insuficientes reduzem a pré-carga, favorecem micromovimentos e facilitam o afrouxamento sob cargas funcionais (MANDA *et al.*, 2009).

Em contrapartida, embora alguns profissionais clínicos apliquem torques ligeiramente superiores aos recomendados pelos fabricantes, na expectativa de evitar a perda de torque e a formação de microfissuras, essa prática pode exceder o limite de escoamento do material, causar deformações plásticas permanentes, acelerar o desgaste das roscas e aumentar o risco de fratura dos componentes (GEHRKE *et al.*, 2016; RODRIGUES *et al.*, 2018).

O implante Hexágono Externo (HE) foi o primeiro sistema de conexão empregado na implantodontia, desenvolvido por Branemark como parte do protocolo original de osseointegração (BRANEMARK *et al.*, 1969). Contudo, o sistema de encaixe HE, com 0,7 mm de altura, apresenta limitações mecânicas associadas à instabilidade do parafuso. Esse tipo de conexão pode permitir micromovimentos do pilar, o que resulta no afrouxamento do parafuso ou até mesmo em fraturas por fadiga. Estudos indicam que a taxa de afrouxamento associada a esse tipo de conexão varia entre 6% e 48%, o que indica limitação significativa em termos de estabilidade mecânica (XIA *et al.*, 2014; PARDAL-PELAEZ *et al.*, 2017).

Diante dessas complicações, as conexões internas foram introduzidas com o objetivo de minimizar problemas mecânicos e biológicos (CARICASULO *et al.*, 2018). Essas conexões proporcionam melhor estética, resistência articular aprimorada, melhor vedação microbiana, estabilidade prolongada do conjunto implante-pilar, além de favorecer níveis superiores de osso crestal a curto e médio prazo quando comparadas às conexões externas (KOFRON *et al.*, 2019; MOURA *et al.*, 2021). Já os implantes com conexão cone Morse apresentam a junção entre o implante e o pilar localizada no interior do corpo do implante (VINHAS *et al.*, 2020). Essa interface adota um sistema de travamento mecânico por fricção, no qual um cone é sobreposto a outro. Esse sistema de travamento confere ao pilar elevada estabilidade, mesmo após perdas parciais do torque aplicado, o que reduz a ocorrência de micromovimentos durante a função mastigatória (VINHAS *et al.*, 2020; GEHRKE *et al.*, 2023; FREITAS *et al.*, 2024).

Apesar das vantagens biomecânicas do sistema cone Morse, o afrouxamento do parafuso de fixação permanece como uma das complicações clínicas mais prevalentes (SCHWARZ *et al.*, 2014; FREITAS *et al.*, 2024; SAMMOUR *et al.*, 2025). Além disso, a fratura do pilar representa um desafio clínico significativo, sobretudo em pilares com conexão cônica Morse, devido à dificuldade no manejo dessas situações. Estudos apontam que cerca de 40% dessas fraturas levam à falha do implante, principalmente em função da dificuldade na remoção dos fragmentos quebrados (SHIM *et al.*, 2015). Dentre os materiais disponíveis, o pilar de titânio é o mais utilizado nas restaurações implantossuportadas devido à sua biocompatibilidade, resistência à corrosão, módulo de elasticidade compatível com o implante, baixo potencial de liberação de resíduos e confiabilidade a longo prazo. (SAILER *et al.*, 2009; CHMIELEWSKI

et al., 2024). No entanto, os pilares protéticos podem sofrer deformação plástica, tanto no próprio pilar quanto na interface com o implante, o que compromete a estabilidade do torque aplicado e aumenta o risco de afrouxamento ou fratura dos parafusos de fixação (SCHWARZ *et al.*, 2014; GITI *et al.*, 2021).

Nesse contexto, o teste de fadiga e resistência à fratura se destacam como método amplamente utilizado para avaliar o desempenho mecânico de implantes e pilares (SAMMOUR *et al.*, 2019). O teste de resistência à fratura avalia as propriedades mecânicas de implantes e pilares, de modo que seja possível determinar a carga máxima suportada pelo sistema antes da falha estrutural (Moris *et al.*, 2015). Já o teste de fadiga simula de maneira controlada as forças oclusais sobre coroas protéticas e reproduz com maior fidelidade as condições funcionais da mastigação (YAO *et al.*, 2019; BENJABOONNYAZIT *et al.*, 2019). O protocolo aplica cargas controladas ao longo de um número definido de ciclos e é considerado um modelo confiável, uma vez que as falhas mecânicas em Odontologia geralmente resultam da exposição prolongada a cargas de baixa intensidade (WISKOTT *et al.*, 1995; YAO *et al.*, 2019).

Outro método eficaz para avaliar o comportamento mecânico de implantes dentários em condições clínicas complexas e variáveis é a análise por meio do Método de Elementos Finitos (MEF) (DUAN *et al.*, 2018; DESTE *et al.*, 2024). Esse método é capaz de avaliar de forma controlada a correlação entre a distribuição de tensões em próteses implantossuportadas e variáveis como profundidade de inserção do implante, tipo de conexão, desenho do implante, tipo e diâmetro dos pilares, materiais utilizados e direção da carga aplicada (ELLEUCH *et al.*, 2023; FALCINELLI *et al.*, 2023). Além disso, o MEF permite representar geometrias complexas e tensões internas, com acesso a dados que métodos convencionais não conseguem obter (RODRIGUES *et al.*, 2018).

Apesar da ampla disponibilidade de estudos *in vitro* sobre o afrouxamento do parafuso de fixação em conexões implantares, ainda existem dúvidas quanto à influência do torque aplicado sobre a ocorrência de deformações plásticas e/ou fraturas nos pilares protéticos. Acredita-se que o afrouxamento do parafuso, com consequente perda da pré-carga, possa gerar tensões adicionais no conjunto implante-pilar, impactando negativamente seu comportamento mecânico. Nesse contexto, torna-se relevante investigar como diferentes níveis de torque de fixação afetam a integridade estrutural dos pilares e a estabilidade mecânica do sistema, contribuindo para a prevenção de falhas e para a longevidade das reabilitações implantossuportada.

2. PROPOSIÇÃO

Objetivo Geral

Avaliar o comportamento mecânico de pilares cone Morse em titânio, submetidos a diferentes valores de torque de fixação (9, 12, 15 e 18 Ncm), sob carregamento oblíquo, por meio de ciclagem mecânica, ensaio de resistência à fratura e análise da distribuição de tensões pelo método de elementos finitos (MEF-3D).

Objetivos Específicos

-Avaliar quantitativamente as perdas de torque (%) do parafuso de fixação dos pilares de cone Morse, em diferentes valores de torque de fixação, antes e após a ciclagem mecânica, por meio de torquímetro digital.

-Avaliar quantitativamente a resistência mecânica de pilares cone Morse submetidos ao ensaio de fratura após ciclagem mecânica.

-Avaliar, quantitativa e qualitativamente, a distribuição de tensões no conjunto implante-pilar, com e sem torque de fixação.

Hipótese nula

-Os diferentes valores de torque de fixação não influenciam as perdas de torque inicial e final, nem a resistência à fratura do pilar protético.

- A presença do torque de fixação do pilar protético não influencia significativamente a distribuição de tensões no conjunto implante-pilar.

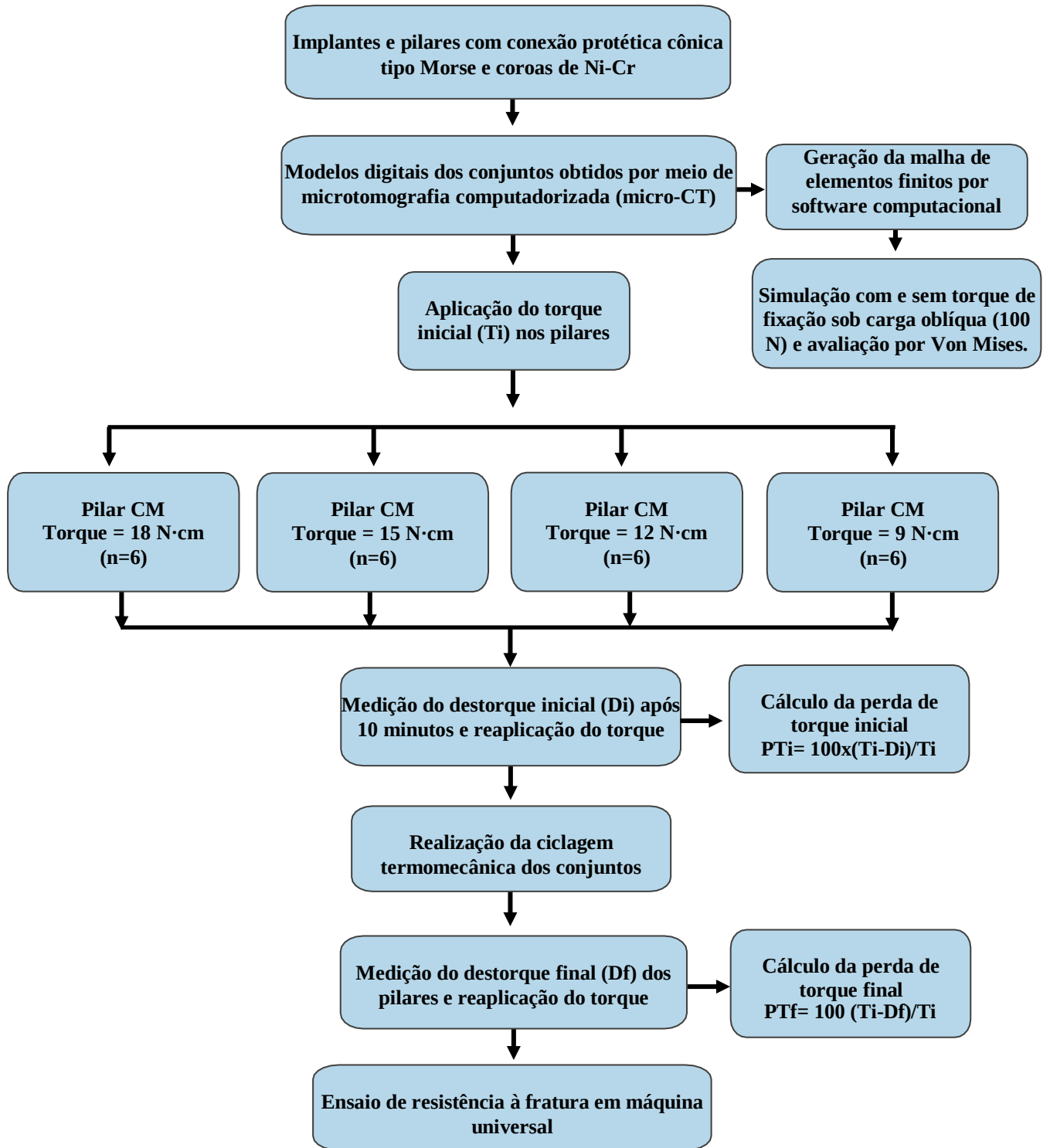
3. MATERIAL E MÉTODOS

- *DELINEAMENTO EXPERIMENTAL*

O fator de variação deste estudo foi o torque aplicado ao parafuso de fixação dos pilares cone Morse ao respectivo implante, em quatro níveis: 9 Ncm (40% abaixo do torque recomendado pelo fabricante), 12 Ncm (20% abaixo), 15 Ncm (valor recomendado) e 18 Ncm (20% acima). A amostra foi composta por 24 conjuntos implante/pilar/coróa ($n = 6$) (FREITAS *et al.*, 2024). As variáveis de resposta foram: (1) a perda de torque (%) do parafuso de fixação em relação ao implante, avaliada antes e após a ciclagem mecânica; e (2) a resistência mecânica à fratura dos pilares.

Para a análise dos elementos finitos, os conjuntos (implante, pilar e coróa) foram submetidos à microtomografia computadorizada antes da ciclagem mecânica, e as imagens obtidas foram importadas para um software de modelagem tridimensional, resultando na construção dos modelos virtuais. Os modelos foram utilizados em simulações que consideraram como variável a presença ou ausência do torque do parafuso de fixação, permitindo a comparação entre essas duas condições. As cargas aplicadas foram oblíquas, com intensidade de 100 N, incidindo sobre a região do cingulo. A avaliação qualitativa e quantitativa dos resultados foi realizada com base nas tensões equivalentes de von Mises. O fluxograma ilustrativo do experimento é apresentado na Figura 1.

Figura 1- Diagrama esquemático do delineamento experimental



Fonte: Autor.

- OBTENÇÃO DOS CORPOS DE PROVA

Foram utilizados 24 implantes de titânio com conexão cone Morse (3,5 mm × 11,5 mm; Neodent, Curitiba, PR, Brasil), em conjunto com 24 pilares de titânio do tipo Munhão Universal (4,5 mm × 2,5 mm; Neodent, Curitiba, PR, Brasil). Os conjuntos implante/pilar foram divididos em quatro grupos experimentais (n = 6), conforme o torque aplicado ao parafuso de fixação do pilar protético: 9 Ncm, 12 Ncm, 15 Ncm e 18 Ncm.

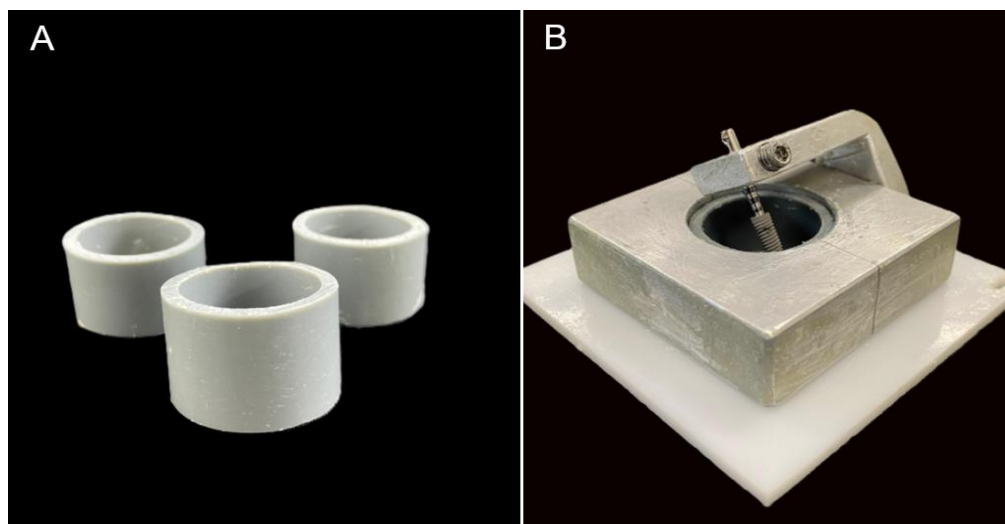
Os implantes foram posicionados em cilindros de PVC (Tigre, Joinville, Santa Catarina, Brasil) e inseridos com angulação de 30 graus (Moris *et al.*, 2018). Para padronizar o posicionamento, utilizou-se uma matriz metálica desenvolvida no Departamento de Materiais Dentários e Prótese da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, USP (Figura 2). Em seguida, os implantes foram embutidos em poliuretano (F160, Axson, Cergy, França), preparado conforme as instruções do fabricante, utilizando-se 4g de poliol com 4g de isocianato. A plataforma foi posicionada 3 mm acima da superfície do poliuretano para simular a extensão correspondente à reabsorção óssea (ISO 14801) (Figura 4).

Tabela 1 – Características dimensionais do conjunto implante/pilar e torque de fixação recomendado pelo fabricante.

Implante (cone Morse)	Pilar (Munhão Universal)	Torque recomendado (N·cm)	Fabricante
3,5 mm × 11,5 mm	4,5 mm × 2,5 mm	15,0	Neodent, Curitiba, PR Brasil

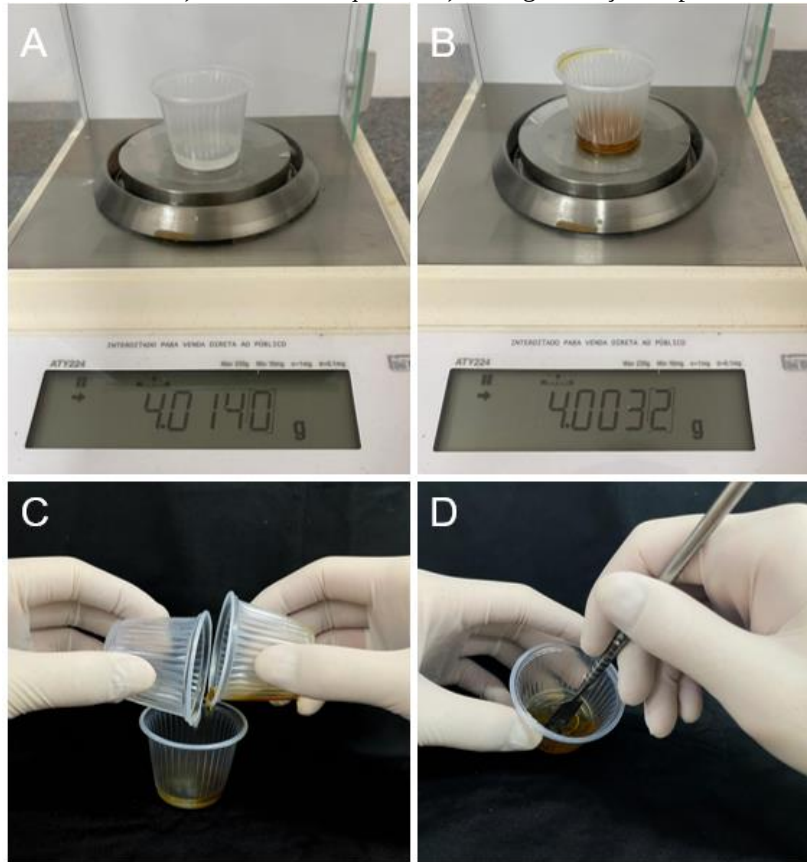
Fonte: Autor.

Figura 2- A) Cilindros de PVC; B) Matriz metálica com implante posicionado a 30°.



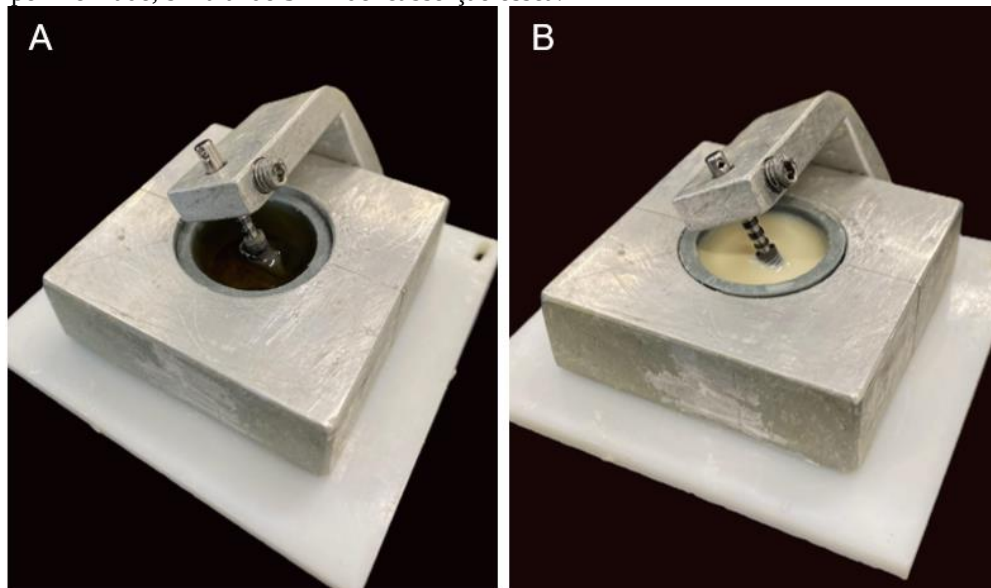
Fonte: Autor.

Figura 3 – Pesagem e manipulação do poliuretano: A) 4g de Polioli; B) 4g de Isocianato; C) Mistura dos líquidos; D) homogeneização do poliuretano.



Fonte: Autor.

Figura 4 – A) Preenchimento do cilindro de PVC com poliuretano; B) Poliuretano polimerizado, simulando 3mm de reabsorção óssea.

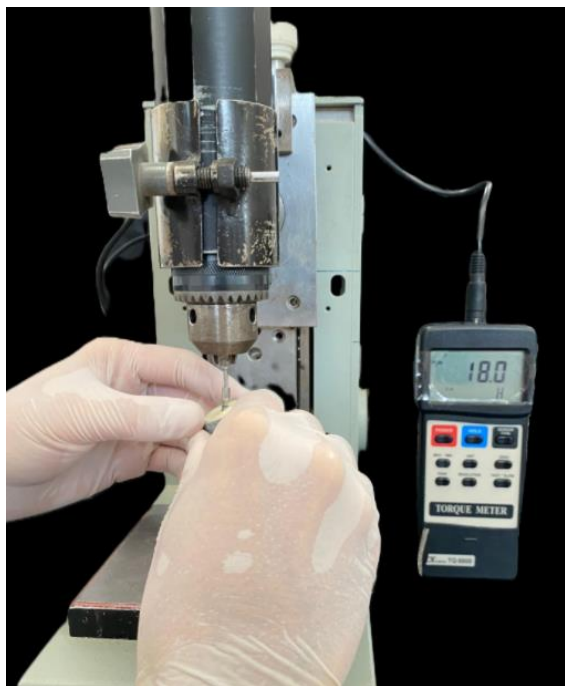


Fonte: Autor.

- AVALIAÇÃO DA PERDA DE TORQUE DO PILAR PROTÉTICO

A perda de torque foi avaliada antes e após a ciclagem mecânica. Para mensuração do valor do torque de afrouxamento ou destorque nos parafusos de retenção foi utilizado um torquímetro digital (TQ 680, Instrutherm Instrumentos de Medição Ltda., São Paulo, Brasil), acoplado em um delineador modificado desenvolvido no Departamento de Materiais Dentários e Prótese da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto - USP. O torquímetro foi fixado ao delineador, permitindo o uso vertical da chave protética a fim de garantir a padronização da posição durante a avaliação do torque (Figura 5).

Figura 5 - Torquímetro digital



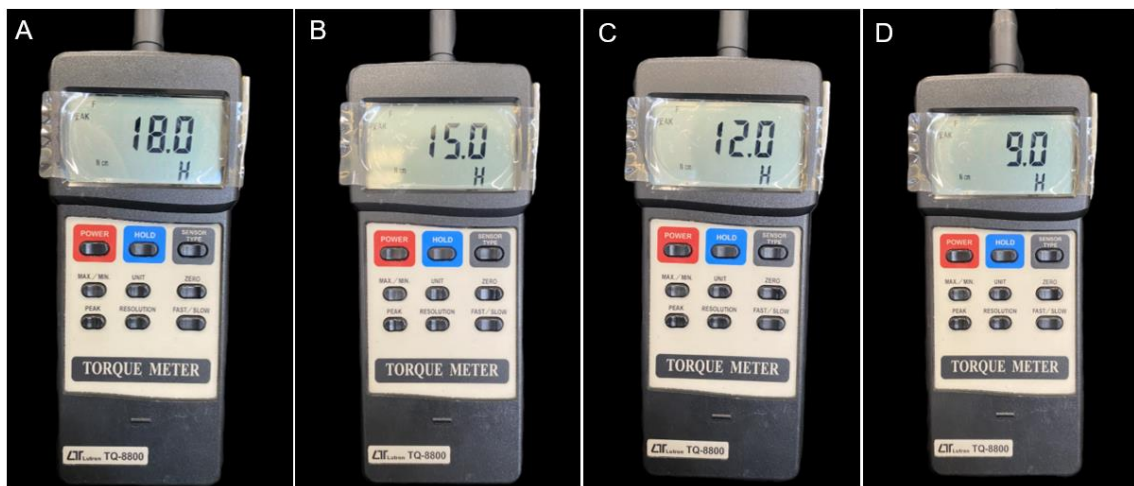
Fonte: Autor.

Os pilares foram instalados nos implantes com torques de 9 Ncm, 12 Ncm, 15 Ncm e 18 Ncm (Figura 6). Após um intervalo de 10 minutos, foi realizado o destorque, e os valores de desaperto foram registrados. Em seguida, realizou-se o retorque e, passados mais 10 minutos, procedeu-se com o torque de confirmação. Os modelos foram submetidos à ciclagem mecânica e, após 1.000.000 de ciclos, os conjuntos foram removidos da máquina para nova avaliação do destorque dos parafusos protéticos. Para calcular as porcentagens de perda de torque inicial e após a ciclagem foram utilizadas as seguintes fórmulas (PARK *et al.*, 2010):

$$\text{Perda de torque inicial (\%)} = \frac{(\text{Torque inicial} - \text{Destorque inicial})}{\text{Torque inicial}} \times 100$$

$$\text{Perda de torque pós ciclagem (\%)} = \frac{(\text{Torque de confirmação} - \text{Destorque final})}{\text{Torque de confirmação}} \times 100$$

Figura 6- Torques aplicados: A) 18 N·cm; B) 15 N·cm; C) 12 N·cm; D) 9 N·cm.

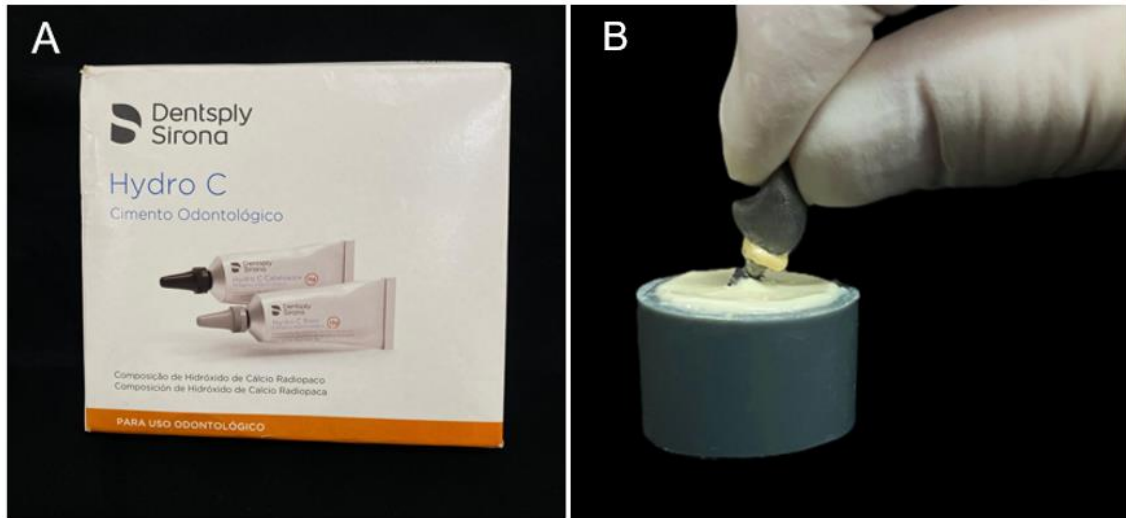


Fonte: Autor.

- CONFEÇÃO DAS COROAS PROTÉTICAS

Previamente ao ensaio de ciclagem mecânica, foram confeccionadas coroas de caninos superiores em liga de níquel-cromo (Ni-Cr) (Duracast, Campinas, SP, Brasil), permitindo que a carga fosse aplicada diretamente sobre as coroas e não sobre os pilares. As coroas foram cimentadas nos respectivos pilares com cimento de hidróxido de cálcio (Hidro C; Dentsply Sirona, Delaware, EUA) sob carga constante por 4 minutos, assegurando a correta adaptação da coroa ao pilar, até que o material endurecesse, conforme as instruções do fabricante (Figura 7). Após a presa do cimento, os excessos de cimento foram removidos (Figura 8).

Figura 7- A) Cimento de hidróxido de cálcio; B) Cimentação da coroa sobre os pilares.



Fonte: Autor.

Figura 8- Coroas de Ni-Cr cimentadas com cimento de hidróxido de cálcio, nos respectivos pilares.



Fonte: Autor.

– CICLAGEM MECÂNICA

A ciclagem mecânica foi realizada em uma máquina de ensaio de fadiga eletromecânica (Biopdi, São Carlos, SP, Brasil) (Figura 9). Os conjuntos receberam uma carga de 100 N, valor compatível com as forças fisiológicas de mordida e mastigação na região anterior (ANDREIOTELLI *et al.*, 2009). Essa carga foi aplicada na região do cingulo da coroa, a 30° em relação ao eixo longitudinal dos implantes (ISO 14801) (Figura 10), com frequência de 2 Hz, durante 1.000.000 de ciclos, à temperatura de 37°C.

Figura 9- A) Máquina de ciclagem mecânica Biopdi.



Fonte: Autor.

Figura 10 – Ensaio de ciclagem mecânica.

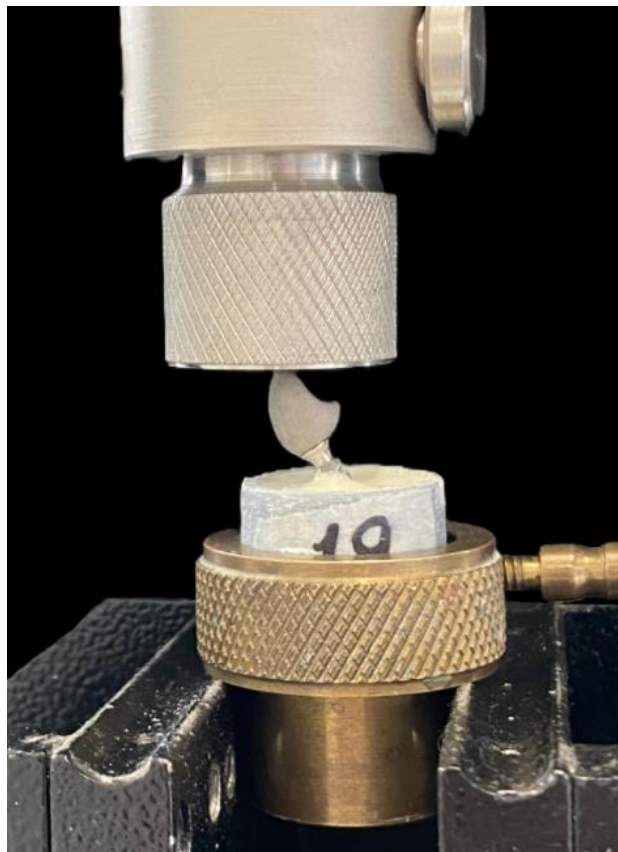


Fonte: Autor.

– TESTE DE RESISTÊNCIA À FRATURA

Para o teste de fratura, o torque original foi reaplicado, e o conjunto implante/pilar/coróa, fixado em matriz de poliuretano, foi posicionado em um dispositivo metálico acoplado à máquina universal de ensaios (Biopdi, São Carlos, SP, Brasil) (Figura 11). Os testes foram realizados com célula de carga de 10 kN (1000 kgf), aplicada obliquamente a 30° em relação ao eixo do implante, com velocidade de deslocamento de 0,5 mm/min. A carga foi aplicada até a fratura de algum componente dos conjuntos ou até que fosse ultrapassada a força máxima de deformação (FDM), com início de deformações plásticas e redução da resistência, sem fratura visível. Para padronização, os testes foram interrompidos quando o deslocamento atingiu 2 mm sem ocorrência de deformações adicionais (MORIS *et al.*, 2018).

Figura 11– Conjuntos posicionados para ensaio estático de carga.



Fonte: Autor.

– ANÁLISE DE ELEMENTOS FINITOS

Obtenção das imagens

Imagens digitais dos conjuntos implante/pilar/coróa foram obtidas por microtomografia computadorizada (micro-CT) (Skyscan 1176, Kontich, Bélgica) (Figura 12), com geração de arquivos no formato “STL” (stereolithography). A aquisição das imagens utilizou os seguintes parâmetros: tensão de 90 kV, corrente de 278 μ A, resolução isotrópica de 8,6 μ m, rotação de 360° em torno do eixo vertical e passo de rotação de 0,4°. Foi utilizado um filtro de alumínio de 0,5 mm, e as imagens foram arquivadas na extensão “TIF” (Tagged Image File Format). As imagens foram reconstruídas no software NRecon (SkyScan, Kontich, Bélgica), o que possibilitou a representação completa da microestrutura interna de cada conjunto. Aplicou-se os seguintes parâmetros de correção: suavização = 2, correção de artefato de anel = 1 e correção de endurecimento do feixe = 30%.

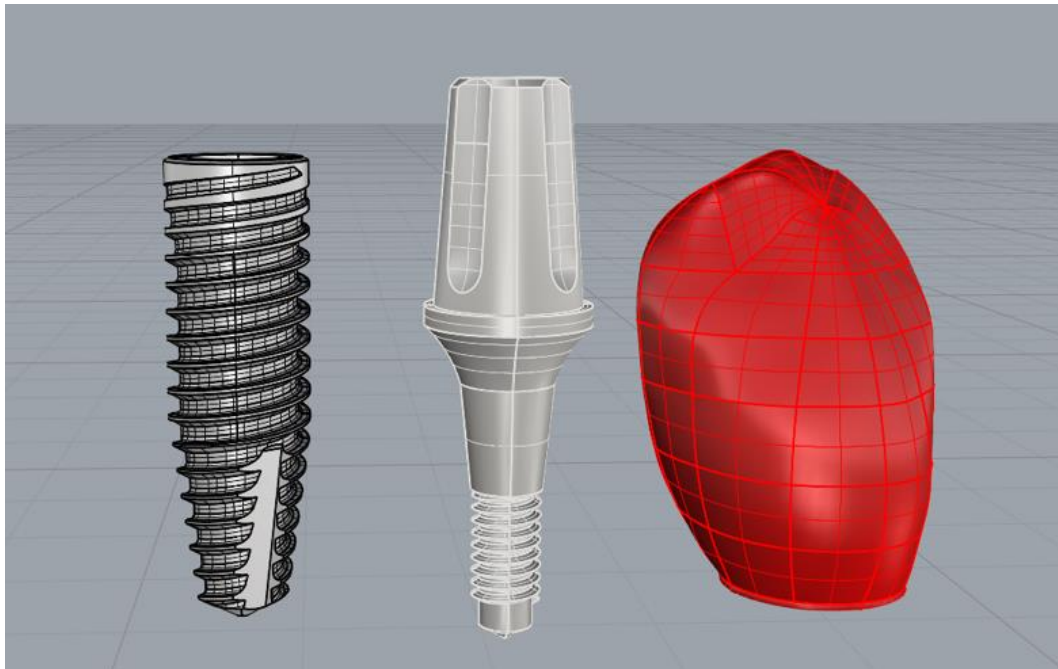
Figura 12- Microtomografia computadorizada



Fonte: Autor.

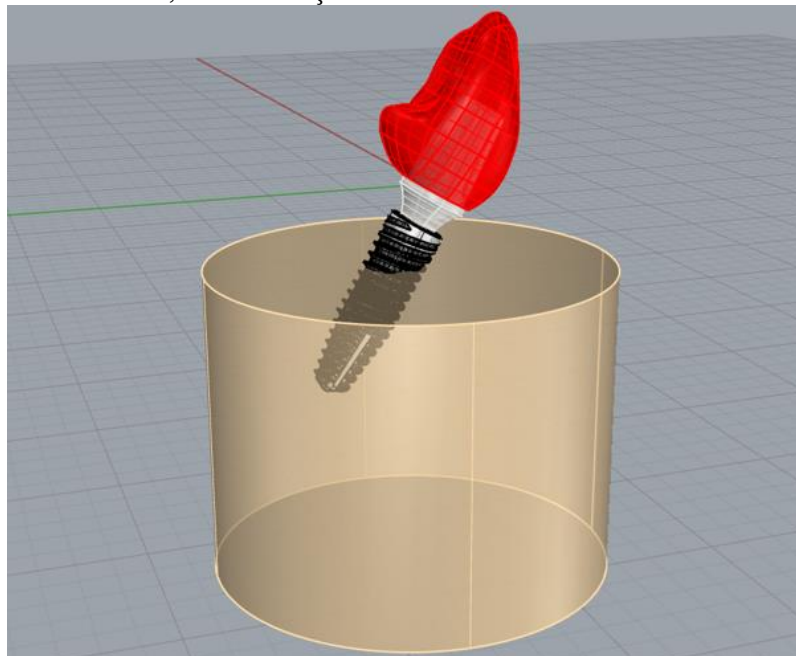
As imagens obtidas pelo micro-CT no formato “STL” foram importadas para o software de modelagem (Rhinoceros 6.0; Robert McNeel and Associates). Para preservar as dimensões reais dos componentes, os modelos passaram por edição e ajuste, com remoção dos ruídos presentes, resultando em uma representação tridimensional limpa (Figura 13). Em seguida, os conjuntos coroa/pilar/implante foram inseridos em um cilindro ósseo virtual de 20 mm de altura por 26 mm de diâmetro, composto por osso medular e posicionado a 30° em relação ao eixo vertical, conforme a norma ISO 14801, com simulação de reabsorção óssea de 3 mm (Figura 14).

Figura 13- Imagem 3D do conjunto implante/pilar/coroa.



Fonte: Autor.

Figura 14- Conjunto implante/pilar/coroa inserido em cilindro ósseo inclinado a 30°, com reabsorção óssea simulada de 3 mm.



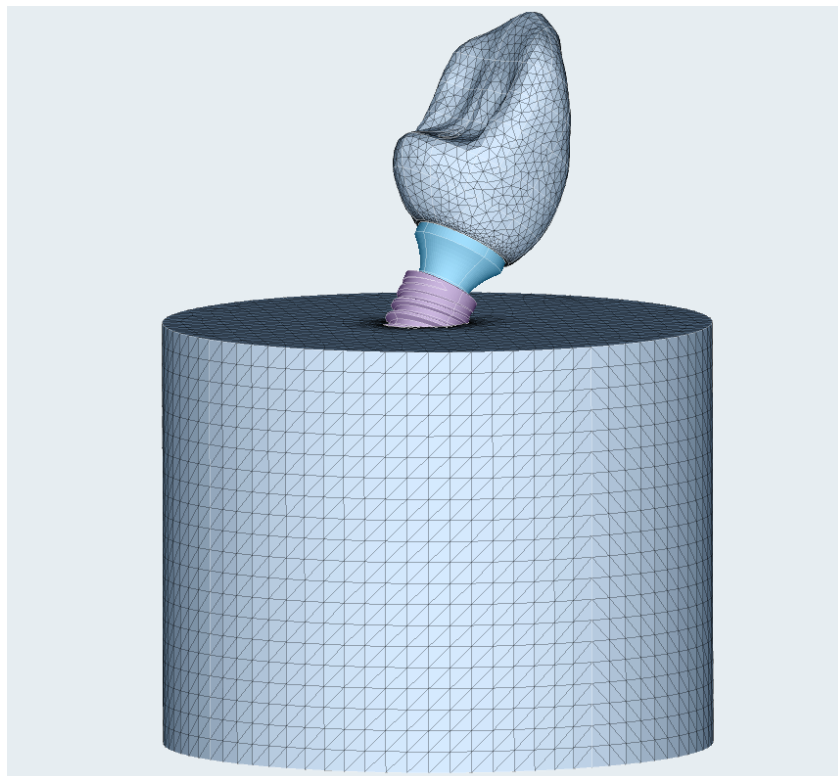
Fonte: Autor.

Dessa forma, a modelagem geométrica de todos conjuntos em 3D dos modelos citados foram exportados na extensão “STEP” (Standart for the Exchange of Product Model Data) e “PARASOLID” (Parasolid Geometry Kernel), para ser importada no software de elementos finitos (SimLab 2018 2.1 para Windows; Altair Engineering, Inc).

– PROCESSAMENTO DO MEF-3D

O software (SimLab 2018 2.1 para Windows; Altair Engineering, Inc) foi então usado para criar a malha de elementos finitos e as condições de contorno (Figura 15). As propriedades mecânicas, como módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson, foram atribuídas a cada componente, conforme apresentado na Tabela 2. Todos os elementos que compuseram os modelos foram considerados isotrópicos, homogêneos e linearmente elásticos. Essas suposições foram adotadas com o intuito de simplificar o processo de modelagem e reduzir as demandas computacionais da análise, conforme validado por estudos prévios (FALCINELLI *et al.*, 2023; AYRES *et al.*, 2025). Todos os acoplamentos foram considerados perfeitamente aderidos, exceto na interface entre o pilar e o implante cônico. O modelo final resultou em uma malha com 865.868 nós e 711.751 elementos.

Figura 15- Modelo obtido após a geração de malha.



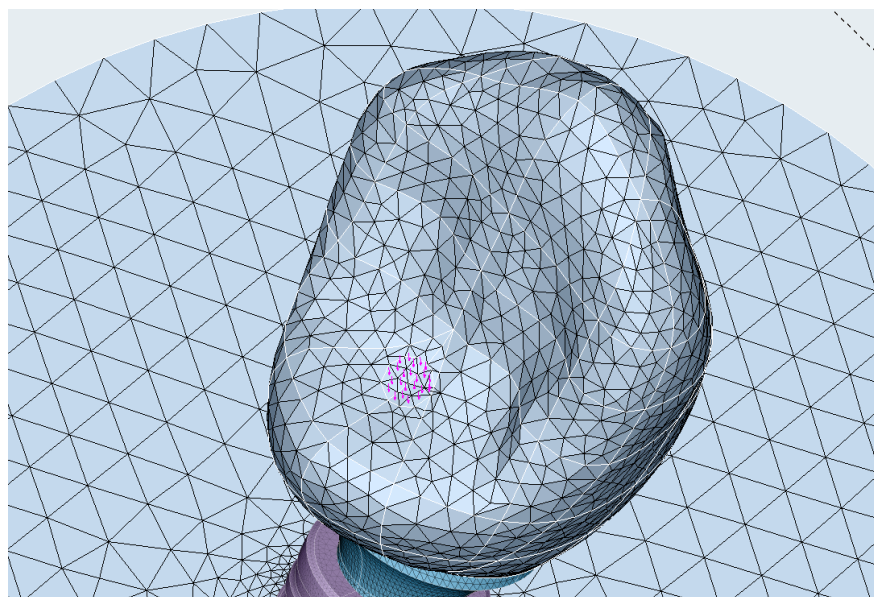
Fonte: Autor.

Tabela 2- Propriedades mecânicas atribuídas aos materiais: módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson.

	Material	Módulo de elasticidade (MPa)	Coeficiente de Poisson (ν)	Referências
Coroa	Ni-Cr	210.000	0,33	Fornecido pelo fabricante
Pilar	Ti-6Al-4V	114.000	0,34	Fornecido pelo fabricante
Implante	Titânio	110.000	0,35	Fornecido pelo fabricante
Osso Medular	Osso Medular	1.370	0,30	Sertgoz et al., 1997

Fonte: Autor.

As simulações foram realizadas no software OptiStruct (HyperWorks, Altair Engineering Inc., Troy, Michigan, EUA). Foram conduzidas duas condições distintas: uma com torque aplicado ao parafuso de fixação do pilar protético, representando a situação ideal com pré-carga aplicada, e outra sem torque, simulando a perda total da pré-carga. Em ambas as simulações, aplicou-se uma carga oblíqua de 100 N a 30° na região do cingulo, de acordo com o posicionamento adotado na ciclagem mecânica (Figura 16). As análises consideraram as tensões equivalentes de von Mises, e os resultados foram comparados qualitativa e quantitativamente com base em imagens de escalas uniformizadas, geradas no software HyperView (HyperWorks, Altair Engineering Inc.).

Figura 16- Pontos de força de carga.

Fonte: Autor.

– ANÁLISE DE DADOS

Para a análise estatística da perda de torque inicial e final dos pilares protéticos, utilizou-se o modelo linear de efeitos mistos, que contempla efeitos fixos e aleatórios (Schall, 1991), com nível de significância de 5%. As análises foram realizadas utilizando o software Jamovi, versão 2.6.44.

Para a análise da resistência à fratura, utilizou-se o software BioEstat 5.0. Inicialmente, os dados de cada grupo experimental foram submetidos ao teste de normalidade de Shapiro-Wilk para verificar a distribuição amostral. Como todos os grupos apresentaram distribuição normal, aplicou-se a Análise de Variância (ANOVA 1 fator) para identificar diferenças estatisticamente significativas entre eles. Posteriormente, foi realizado o teste post hoc de Tukey para verificar diferenças entre os grupos. O nível de significância adotado em todas as análises foi de 5%.

4. RESULTADOS

– PERDA DE TORQUE

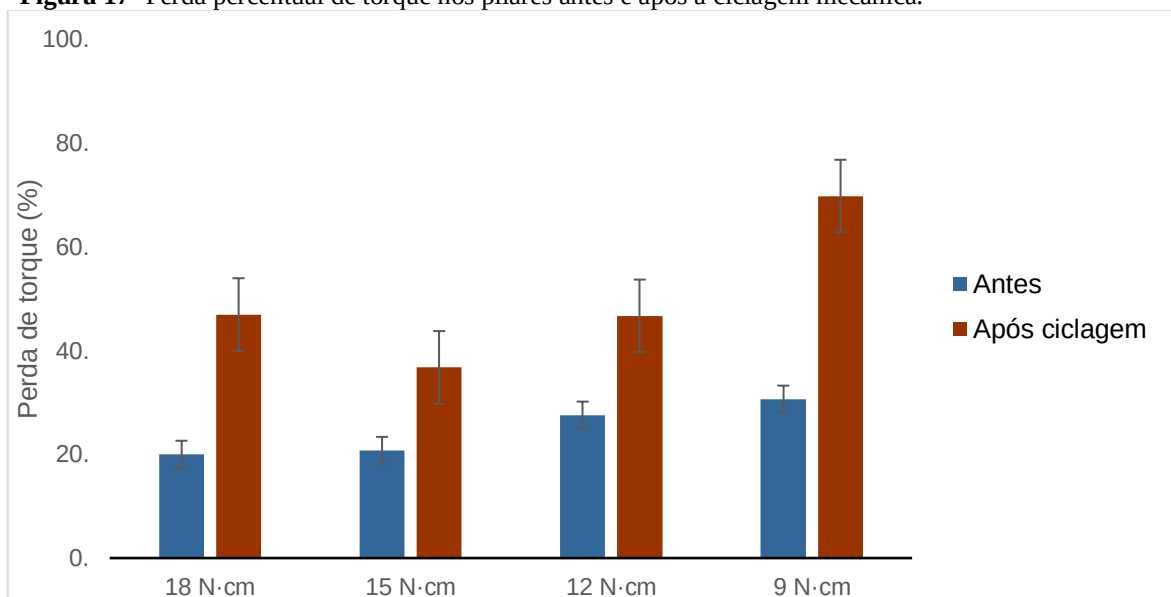
Os dados de perda de torque (%) do parafuso de fixação dos pilares (média, desvio padrão, mínimo e máximo) estão apresentados na tabela 3 e na Figura 17.

Tabela 3- Valores da perda de torque (%) do parafuso de fixação dos pilares de cone Morse antes e após a ciclagem mecânica.

Grupos	Tempo	Média (DP)	Mínimo	Máximo
18 N·cm	Antes da ciclagem	20,02 (5,47)	14,4	25,0
	Após ciclagem	46,96 (18,30)	17,8	67,2
15 N·cm	Antes da ciclagem	20,77 (4,35)	8,4	27,1
	Após ciclagem	36,77 (5,06)	29,3	44,6
12 N·cm	Antes da ciclagem	27,57 (6,08)	18,3	37,2
	Após ciclagem	46,7 (22,38)	9,2	57,5
9 N·cm	Antes da ciclagem	30,65 (3,38)	25,5	34,0
	Após ciclagem	69,80 (20,0)	41,1	100

Fonte: Autor.

Figura 17- Perda percentual de torque nos pilares antes e após a ciclagem mecânica.



Fonte: Autor.

Foram realizadas comparações da perda de torque dos pilares entre os momentos antes e após a ciclagem mecânica, bem como entre os diferentes níveis de torque aplicados. A análise por meio do modelo linear misto revelou diferença estatisticamente significativa na perda de torque dentro dos grupos, ao se compararem os valores obtidos antes e após a ciclagem mecânica ($p < 0,05$) (Tabela 4).

Tabela 4 – Modelo linear misto – Comparação da perda de torque (%) dentro dos grupos entre os momentos antes e após a ciclagem mecânica.

Grupo	Tempo comparado	Diferença entre médias	p-valor	Intervalo de confiança	
				Limite inferior	Limite superior
18 N·cm	Antes x Após	-26,933	< 0,001	-41,05	-12,82
15 N·cm	Antes x Após	-17,933	0,015	-32,05	-3,82
12 N·cm	Antes x Após	-19,087	0,011	-33,20	-4,97
9 N·cm	Antes x Após	-39,150	< 0,001	-53,27	-25,03

Fonte: Autor.

Antes da ciclagem mecânica, não foram observadas diferenças estatisticamente significativas na perda de torque entre os grupos submetidos aos diferentes níveis de torque (9, 12, 15 e 18 Ncm) ($p > 0,05$) (Tabela 5). Entretanto, após a ciclagem, o grupo com torque de 9 Ncm apresentou redução significativa no valor de destorque em comparação aos demais grupos ($p < 0,05$). Por outro lado, os grupos com torques de 12, 15 e 18 Ncm não apresentaram diferenças estatisticamente significativas entre si após a ciclagem ($p > 0,05$) (Tabela 6).

Tabela 5– Modelo linear misto - Comparação da perda de torque (%) entre os diferentes grupos de torque antes da ciclagem mecânica.

Comparação	Diferença entre médias	p-valor	Intervalo de confiança	
			Limite inferior	Limite superior
9 x 12	3,08	1,000	-10,90	17,07
9 x 15	11,65	0,697	-2,33	25,63
9 x 18	0,783	0,783	-3,35	24,62
12 x 15	0,915	0,915	-5,42	22,55
12 x 18	0,955	0,955	-6,43	21,53
15 x 18	1,000	1,000	-15,00	12,97

Fonte: Autor.

Tabela 6– Modelo linear misto - Comparação da perda de torque (%) entre os diferentes grupos de torque após a ciclagem mecânica.

Comparação	Diferença entre médias	p-valor	Intervalo de confiança	
			Limite inferior	Limite superior
9 x 12	23,15	0,035	9,16	37,13
9 x 15	32,87	<0,001	18,88	46,85
9 x 18	22,85	0,039	8,87	36,83
12 x 15	9,72	0,850	-4,26	23,70
12 x 18	-0,30	1,000	-14,28	13,69
15 x 18	-10,02	0,829	-24,00	3,97

Fonte: Autor.

– RESISTÊNCIA À FRATURA

A análise de variância (ANOVA) revelou diferença estatisticamente significativa entre os grupos em relação à resistência à fratura ($p = 0,0004$). O teste complementar de Tukey indicou que o grupo com torque de 18 N·cm apresentou a maior média de resistência (547,7 kgf), sendo estatisticamente superior aos grupos com torques de 12 Ncm (423,7 kgf) e 9 N·cm (386,2 kgf) ($p < 0,01$). O grupo com torque de 15 N·cm (472,3 kgf) não diferiu estatisticamente dos grupos de 18 Ncm, 12 Ncm e 9 Ncm ($p > 0,05$), ocupando uma posição intermediária. Além disso, os grupos com 12 Ncm e 9 Ncm não apresentaram diferença estatística entre si ($p > 0,05$) (Tabela 7).

Tabela 7 – Valores de força máxima de deformação (Kgf) dos pilares.

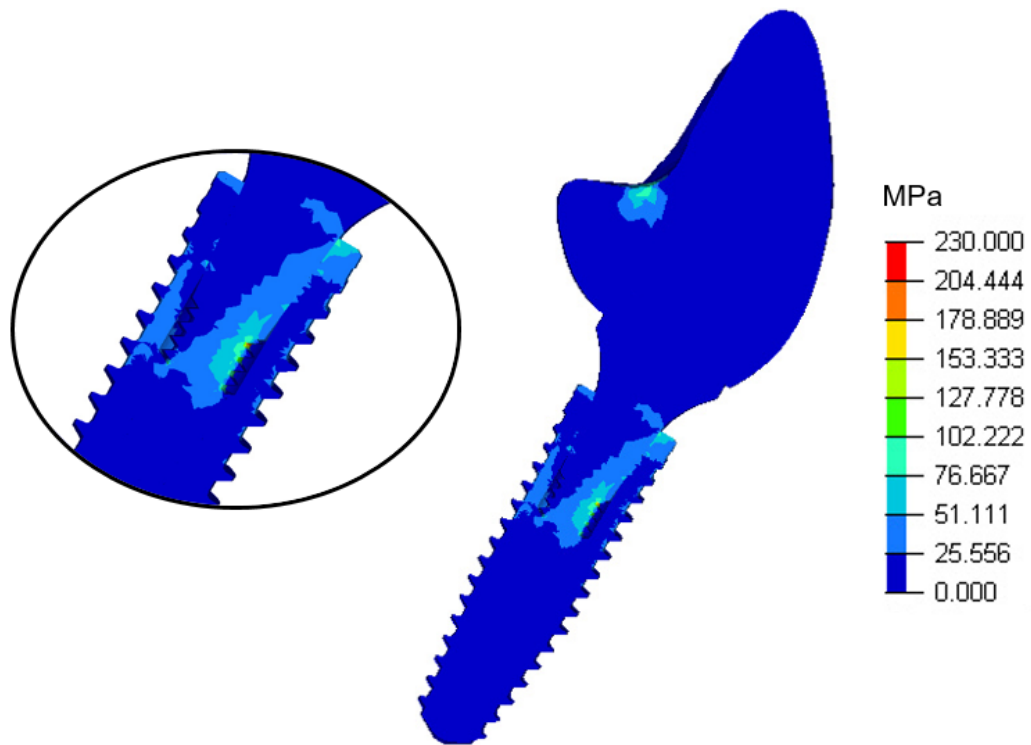
Grupos	Média (DP)	Mínimo	Máximo
18 Ncm	547,7 (55,5) A	471,4	616,1
15 Ncm	472,8 (76,0) AB	418,4	601,0
12 Ncm	424,0 (23,3) B	384,2	442,5
9 Ncm	386,7 (43,1) B	308,8	430,4

Grupos com letras diferentes indicam diferença estatisticamente significativa entre si ($p < 0,01$)

– ELEMENTOS FINITOS (ANÁLISE QUANTITATIVA E QUALITATIVA)

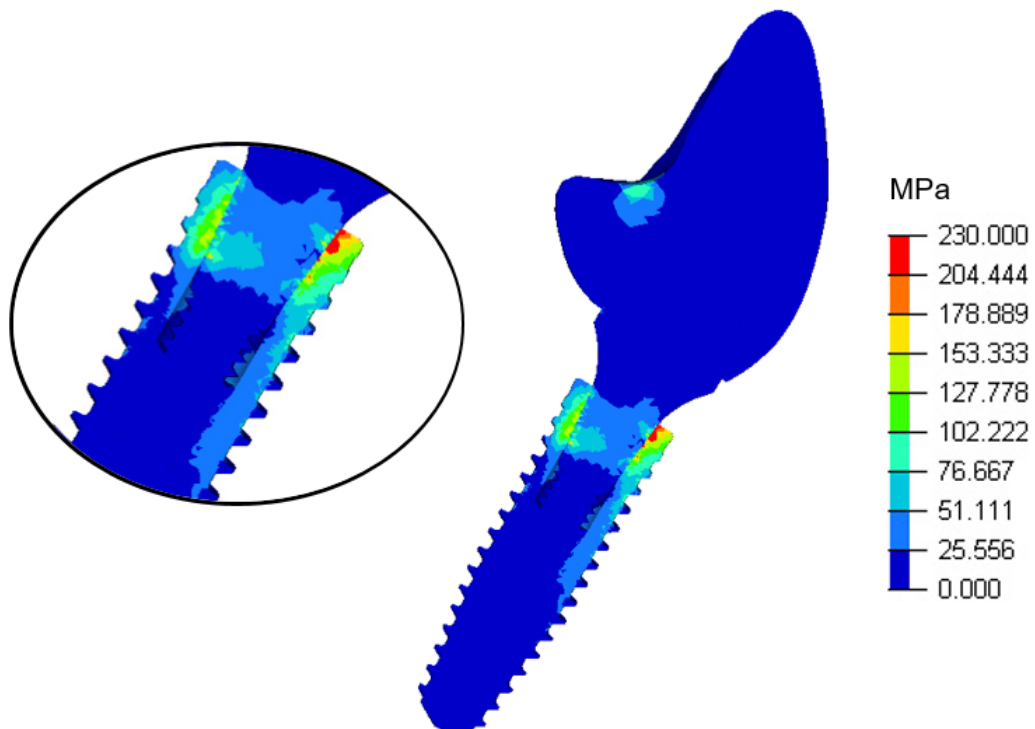
Na análise quantitativa por elementos finitos, o grupo com torque aplicado ao parafuso de fixação do pilar protético apresentou tensão máxima de 251,89 MPa, enquanto o grupo sem torque apresentou maior valor, de 884,66 MPa. A análise qualitativa demonstrou que a ausência de torque promoveu maior dissipação de tensões, com concentração acentuada na região inicial da interface implante–pilar, indicando um comportamento mecânico semelhante ao de uma alavanca (Figura 19). Por outro lado, no grupo com torque aplicado, as tensões distribuíram-se predominantemente nas roscas do parafuso, com maior intensidade na região inicial (Figura 20).

Figura 19- Distribuição das tensões de von Mises (MPa) no conjunto pilar-implante com torque de fixação.



Fonte: Autor.

Figura 20- Distribuição das tensões de von Mises (MPa) no conjunto pilar-implante sem torque de fixação.



Fonte: Autor.

5. DISCUSSÃO

A hipótese nula, de que os diferentes valores de torque de fixação não influenciam as perdas de torque inicial e final, foi parcialmente rejeitada, uma vez que não foram observadas diferenças significativas antes da ciclagem mecânica, mas houve diferença significativa após a ciclagem. O afrouxamento do conjunto implante/pilar é a complicação mecânica mais comum em próteses implantossuportadas, sobretudo em restaurações unitárias (SIADAT *et al.*, 2017). Essa complicação está associada à perda inicial de torque por acomodação, especialmente quando o reaperto não é realizado 10 minutos após a instalação (MISHRA *et al.*, 2017; MORIS *et al.*, 2018). A aplicação de cargas funcionais promove micromovimentos na interface implante/pilar, de modo que o afrouxamento pode reduzir progressivamente o torque de fixação e, eventualmente, resultar na perda total da pré-carga (HUANG *et al.*, 2019; HONÓRIO TONIN *et al.*, 2022).

Diante disso, este estudo utilizou diferentes valores de torque ao parafuso de fixação do pilar protético. O grupo controle recebeu o valor de 15 Ncm, conforme recomendado pelo fabricante do sistema utilizado. Além disso, foram testados torques reduzidos, de 9 e 12 Ncm, que, embora não sejam recomendados na prática clínica, foram adotados com o objetivo de simular perdas de torque dentro dos limites percentuais relatados na literatura (entre 20% e 40%) (MORIS *et al.*, 2018; FREITAS *et al.*, 2024; PITMAN *et al.*, 2024). E ainda, considerando a ocorrência de perda de torque inicial, o estudo também incluiu um grupo submetido a torque 20% superior ao recomendado (18 Ncm), com o propósito de simular a aplicação de sobretorque e avaliar sua eficácia redução dos efeitos dessa perda. Essa medida foi adotada para manter o conjunto implante-pilar em funcionamento com o torque efetivo recomendado, visto que a perda de torque inicial é um fenômeno relatado e ainda não foi totalmente solucionado segundo estudos prévios (JOGÉ *et al.*, 2013; PARDAL-PELÁEZ *et al.*, 2017; MORIS *et al.*, 2018; FREITAS *et al.*, 2024).

No presente estudo com relação a perda de torque antes da ciclagem mecânica, todos os grupos apresentaram perda inicial de torque ao serem avaliados 10 minutos após o aperto, porém não apresentaram diferenças entre si, resultado que corrobora com achados previamente descritos na literatura (BOZKAYA *et al.*, 2005; PIERMATTI *et al.*, 2006; JORGE *et al.*, 2013; AL-OTAIBI *et al.*, 2018; FREITAS *et al.*, 2024). A redução do torque observada após a aplicação da pré-carga pode ser atribuída ao efeito de sedimentação do parafuso de fixação do pilar protético (BULAQ *et al.*, 2015; MISHRA *et al.*, 2017). Durante a aplicação do torque,

parte da energia dissipa-se no alisamento das superfícies de contato, o que diminui o alongamento do parafuso. O relaxamento inicial decorre da microrugosidade gerada pela usinagem, que impede o contato total entre as superfícies e provoca a diminuição progressiva da pré-carga (WINKLER *et al.*, 2003; RICCIQRDI-COPPEDE *et al.*, 2009). Dessa forma, considerando que a perda de torque inicial é um fenômeno comum, deve-se levar em consideração que o torque efetivo ao qual o conjunto implante/pilar/coroa estará submetido durante a função mastigatória corresponde ao torque de instalação reduzido em aproximadamente 20%, conforme observado neste e em estudos prévios descritos na literatura (MORIS *et al.*, 2018; FREITAS *et al.*, 2024; PITMAN *et al.*, 2024).

Após a ciclagem mecânica, verificou-se aumento significativo na perda de torque em todos os grupos. Esses achados são consistentes com a literatura, que também descreve a influência da ciclagem mecânica nos valores de perda de torque (REZAYANI *et al.*, 2020; FREITAS *et al.*, 2024). De acordo com Oliveira Silva *et al.* (2017), além da redução imediata, a pré-carga também diminui progressivamente ao longo do tempo. Esse comportamento está relacionado a fatores adicionais, como vibração do parafuso, desgaste nas superfícies de contato e continuidade do efeito de acomodação. Dessa forma, embora a força de atrito entre as roscas contribua para a estabilidade do sistema, a aplicação de cargas externas pode reduzir esse atrito pela compressão da cabeça do parafuso contra a base do pilar, o que favorece o afrouxamento em condições funcionais (OLIVEIRA SILVA *et al.*, 2017; REZAYANI *et al.*, 2020). No entanto, a literatura não apresenta consenso quanto aos valores de afrouxamento dos parafusos após o carregamento cíclico, com relatos que variam de 2% a 50% entre diferentes tipos de conexões e pilares (BARBOSA *et al.*, 2011; SIADAT *et al.*, 2017).

Ao comparar os valores de afrouxamento do parafuso após a ciclagem entre os grupos, observou-se diferença estatisticamente significativa apenas para o grupo com torque de 9 Ncm, em relação aos demais. Esse comportamento pode estar relacionado à aplicação de torque inferior ao ideal, o que resulta em menor pré-carga e favorece micromovimentos na interface, os quais aumentam o risco de afrouxamento sob cargas funcionais. Com a perda acentuada de torque, a estabilidade do conjunto depende exclusivamente do sistema de travamento mecânico por fricção, o que pode aumentar a concentração de tensões no conjunto implante-pilar e comprometer seu comportamento mecânico (MANDA *et al.*, 2009). Esses achados corroboram os estudos de Quek *et al.* (2008), Silva *et al.* (2016) e Xia *et al.* (2014), que demonstraram que torques inferiores aos recomendados aumentam significativamente o risco de afrouxamento e de fratura do parafuso de retenção.

No presente estudo, a análise por elementos finitos simulou duas condições. A primeira

considerou o conjunto implante/pilar submetido ao torque no parafuso de fixação, e a segunda avaliou a situação sem aplicação de torque, com o objetivo de verificar o efeito da redução do torque na distribuição de tensões ao redor do parafuso e no interior do implante. Observou-se que a ausência ou a redução do torque resultou em tensões máximas significativamente maiores (884,66 MPa) em comparação ao grupo com torque aplicado (251,89 MPa), com concentração predominante na região cervical do implante, o que caracteriza um comportamento de alavanca que eleva o risco de deformação plástica e compromete a integridade mecânica do conjunto. No grupo com torque aplicado, as tensões se concentraram principalmente nas roscas do parafuso, especialmente na porção inicial, o que reduz a incidência direta de cargas sobre a plataforma do implante e favorece uma dissipação mais adequada das forças mastigatórias. Dessa forma, a segunda hipótese nula, que afirmava que a presença do torque no parafuso de fixação não influenciaria de modo significativo a distribuição de tensões no conjunto implante–pilar, foi rejeitada.

Com relação à resistência à fratura, verificou-se que a aplicação de torques mais elevados resultou em maior resistência do conjunto implante–pilar, o que levou à rejeição da hipótese nula de que diferentes valores de torque não influenciariam o seu comportamento mecânico. Esses resultados estão em concordância com Jeng *et al.* (2017), que também observaram aumento da resistência à fratura com o uso de torques mais elevados. Tal efeito pode ser explicado pela relação direta entre o torque aplicado e a pré-carga gerada no parafuso, responsável pela força de fixação entre a cabeça do parafuso e o pilar, mantida pelo atrito entre as roscas (HUANG *et al.*, 2019; VARVARA *et al.*, 2020). Assim, torques mais elevados ampliam o contato friccional entre as superfícies, o que promove maior estabilidade ao conjunto e capacidade de suportar forças compressivas antes da falha (GEHRKE *et al.*, 2017).

A aplicação de torques reduzidos, de 9 e 12 Ncm, resultou em menor resistência mecânica do conjunto implante–pilar, possivelmente devido à pré-carga insuficiente para garantir a estabilidade funcional da união protética. O torque de 15 Ncm apresentou desempenho satisfatório, enquanto o de 18 Ncm conferiu a maior resistência ao sistema. Esses achados indicam que a aplicação de torques mais elevados aumenta a resistência do conjunto implante–pilar e permite ao sistema suportar cargas mais elevadas. Esse comportamento está em concordância com a análise por elementos finitos, que, embora tenha comparado apenas as condições com e sem torque, mostrou que a ausência de torque intensifica a concentração de tensões na junção implante–pilar, o que evidencia o desempenho inferior observado nos grupos com menores torques. Portanto, o torque de 15 Ncm foi considerado o mais favorável, uma vez que apresentou o menor afrouxamento após a ciclagem mecânica e demonstrou resistência à

fratura adequada, não diferindo estatisticamente do torque de 18 Ncm. Além disso, esse valor de torque evita deformações plásticas permanentes, reduz o desgaste acelerado das roscas e diminui o risco de fratura dos componentes (GEHRKE *et al.*, 2016; RODRIGUES *et al.*, 2018).

Considerando as limitações deste estudo *in vitro*, é importante destacar que, embora a cicladora mecânica simule de forma eficaz os ciclos de carga típicas dos contatos oclusais durante a mastigação, ela não reproduz toda a complexidade dos movimentos mandibulares dinâmicos e das respostas fisiológicas do ambiente oral, como a presença da saliva, variações de pH e temperatura além dos ajustes musculares, que também influenciam o desempenho das conexões implante-pilar. Além disso, é importante reconhecer que a análise por elementos finitos apresenta limitações inerentes, baseando-se em modelos computacionais simplificados e hipóteses sobre as propriedades dos materiais, o que pode impedir a reprodução exata das condições clínicas reais (TRIVEDI, 2014).

Dessa forma, os resultados do presente estudo indicam que a junção implante/pilar representa a região mais suscetível a falhas mecânicas, especialmente em situações de afrouxamento do parafuso de fixação do pilar protético, o que afeta diretamente o comportamento mecânico do conjunto em função. O torque de 15 Ncm, valor recomendado pelo fabricante, demonstrou desempenho favorável tanto na redução da perda de torque quanto na resistência mecânica do conjunto. Esse resultado evidencia que esse valor é eficiente para preservar a integridade estrutural do sistema, reduz a perda de pré-carga sem comprometer a capacidade de suportar cargas elevadas. No entanto, ainda é necessário desenvolver estratégias complementares que mantenham o torque estável e assegurem a estabilidade mecânica da união protética, a fim de reduzir a perda de torque inicial e ao longo do tempo de uso.

6. CONCLUSÕES

Com base nos resultados do presente estudo e dentro das limitações da metodologia, foi possível concluir que:

- A variação do torque de fixação exerce influência significativa sobre o comportamento mecânico do conjunto pilar-implante.
- O torque de 15 Ncm, conforme recomendado pelo fabricante, mostrou-se o mais eficiente por apresentar a menor perda de torque após a ciclagem mecânica e por demonstrar desempenho satisfatório quanto à resistência à fratura do conjunto.
- A ausência de torque no parafuso de fixação do pilar protético resulta em maior concentração de tensões, enquanto sua aplicação favorece a integridade estrutural do conjunto.

REFERÊNCIAS

- AL-OTAIBI, H. N.; AL-FOUZAN, A. F.; AL-MUFLEH, T. S.; LABBAN, N. Effect of different torque application holding times on abutment screw removal torque values in full-arch implant-supported fixed prostheses. **Clin. Implant Dent. Relat. Res.**, 2018, 20, 848–851.
- ANDREIOTELLI, M.; WENZ, H. J.; KOBAL, R. J. Are ceramic implants a viable alternative to titanium implants? A systematic literature review. **Clin. Oral Implants Res.**, v. 20, suppl. 4, p. 32–47, 2009.
- ATTIAH, E. M. N.; ALGENDY, A. A.; MOSTAFA, T. M. N. Effect of dynamic cyclic loading on screw loosening of retightened versus new abutment screw in both narrow and standard implants (*in-vitro* study). **Int. J. Implant Dent.**, v. 6, p. 30, 2020.
- AYRES, G.; MACEDO, A. P.; KUBATA, B. R.; MUGLIA, V. A. Effect of solid abutment diameter and implant placement depth on stress distribution in the posterior mandible: A finite element analysis study. **Comput. Biol. Med.**, v. 188, p. 109911, 2025.
- BAGEGNI, A.; WEIHRAUCH, V.; VACH, K.; KOHAL, R. The mechanical behavior of a screwless Morse taper implant-abutment connection: an in vitro study. **Materials (Basel)**, v. 15, n. 9, p. 3381, 2022.
- BARBOSA, G. S.; SILVA-NETO, J. P.; SIMAMOTO-JUNIOR, P. C.; NEVES, F. D.; MATTOS, M. G.; RIBEIRO, R. F. Evaluation of screw loosening on new abutment screws and after successive tightening. **Braz. Dent. J.**, v. 22, p. 51–55, 2011.
- BENJABOONYAIZIT, K.; CHAIJAREENONT, P.; KHONGKHUNTHIAN, P. Removal torque pattern of a combined cone and octalobule index implant-abutment connection at different cyclic loading: an in-vitro experimental study. **Int. J. Implant Dent.**, v. 5, n. 1, p. 1–9, 2019.
- BERNARDES, S.R.; DA GLORIA, C.M. M.; HOBKIRK, J.; RIBEIRO, R.F. Loss of preload in screwed implant joints as a function of time and tightening/untightening sequences. **Int J Oral Maxillofac Implants.**, v. 28, p. 8996, 2014.

- BOZKAYA, D.; MÜFTÜ, S. Efficiency considerations for the purely tapered interference fit (TIF) abutments used in dental implants. **J. Biomech.**, v. 126, n. 4, p. 393–401, 2004.
- BRÅNEMARK, P. I.; ADELL, R.; BREINE, U.; HANSSON, B. O.; LINDSTRÖM, J.; OHLSSON, A. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. **Scand. J. Plast. Reconstr. Surg.**, v. 3, n. 2, p. 81–100, 1969.
- BULAQI, H. A.; MOUSAVI MASHHADI, M.; SAFARI, H.; SAMANDARI, M. M.; GERAMIPANAH, F. Dynamic nature of abutment screw retightening: finite element study of the effect of retightening on settling effect. **J. Prosthet. Dent.**, v. 113, p. 412–419, 2015.
- CAMACHO-ALONSO, F.; SALINAS, J.; SÁNCHEZ-SILES, M.; PATO-MOURELO, J.; COTRINA-VEIZAGA, B.D.; ORTEGA, N. Synergistic antimicrobial effect of photodynamic therapy and chitosan on the titanium-adherent biofilms of *Staphylococcus aureus*, *Escherichia coli*, and *Pseudomonas aeruginosa*: An in vitro study. **J. Periodontol**, v. 93, n. 6, p. 104–115, 2022.
- CARICASULO, R.; MALCHIODI, L.; FANTOZZI, G.; CUCCHI, A. The influence of implant-abutment connection on peri-implant bone loss: a systematic review and meta-analysis. **Clin. Implant Dent. Relat. Res.**, v. 20, p. 653–664, 2018.
- CHMIELEWSKI, M.; DĄBROWSKI, W.; ORDYNIEC-KWAŚNICA, I. Comparison of fracture resistance between titanium and zirconia implant abutments with and without aging: systematic review and meta-analysis. **Dent. J. (Basel)**, v. 12, n. 9, p. 274, 2024.
- DESTE, G. G.; OYAR, P.; GÖKÇİMEN, G.; DURKAN, R. Static and dynamic stress analysis of different crown materials on a titanium base abutment in an implant-supported single crown: a 3D finite element analysis. **BMC Oral Health**, v. 24, n. 1, p. 545, 2024.
- DOOLABH, R.; DULLABH, H.D.; SYKES, L.M.; A comparison of preload values in gold and titanium dental implant retaining screws. **SADJ**, v. 69, p. 31620, 2014.
- DUAN, Y.; GONZALEZ, J. A.; KULKARNI, P. A.; NAGY, W. W.; GRIGGS, J. A. Fatigue life prediction of a reduced-diameter dental implant system: numerical and experimental study. **Dent. Mater.**, v. 34, p. 1299–1309, 2018.
- ELLUECH, S.; JRAD, H.; WALI, M.; DAMMAK, F. Mandibular bone remodeling around

osseointegrated functionally graded biomaterial implant using three-dimensional finite element model. **Int. J. Numer. Method Biomed. Eng.**, v. 39, n. 9, 2023.

EPIFANIA, E.; DI LAURO, A. E.; AUSIELLO, P.; MANCONE, A.; GARCIA-GODOY, F.; MENDES TRIBST, J. P. Effect of crown stiffness and prosthetic screw absence on the stress distribution in implant-supported restoration: a 3D finite element analysis. **PLoS One**, v. 18, n. 5, e0285421, 2023.

FALCINELLI, C.; VALENTE, F.; VASTA, M.; TRAINI, T. Análise de elementos finitos em implantodontia: estado da arte e direções futuras. **Dent. Mater.**, v. 39, n. 6, p. 539–556, 2023.

FALCINELLI, C.; VALENTE, F.; VASTA, M.; TRAINI, T. Finite element analysis in implant dentistry: state of the art and future directions. **Dent. Mater.**, v. 39, n. 6, p. 539–556, 2023.

FREITAS, J. R.; VALENTE, M. L. D. C.; BRAZÃO, E. H.; MORIS, I. C. M.; BRUNIERA, J. F. B.; SILVA-SOUSA, Y. T. C.; ALFREDO, E. Evaluation of axial displacement and torque loss of Morse-type prosthetic abutments of different angular tapers to their respective implants. **J. Prosthet. Dent.**, v. 132, n. 6, p. 1311, 2024.

GEHRKE, S. A.; DELGADO-RUIZ, R. A.; PRADOS-FRUTOS, J. C.; PRADOS-PRIVADO, M.; DEDAVID, B. A.; GRANERO-MARÍN, J. M.; CALVO-GUIRADO, J. L. Misfit of three different implant-abutment connections before and after cyclic load application: an in vitro study. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 32, n. 4, p. 822–829, 2017.

GEHRKE, S. A.; SCARANO, A.; CORTELLARI, G. C.; FERNANDES, G. V. O.; MEQUITA, A. M. M.; BIANCHINI, M. A. Marginal bone level and biomechanical behavior of titanium-indexed abutment base of conical connection used for single ceramic crowns on Morse-taper implant: A clinical retrospective study. **J. Funct. Biomater.**, v. 14, n. 3, p. 128, 2023.

GEHRKE, S. A.; SHIBLI, J. A.; ARAMBURÚ JUNIOR, J. S.; DE VAL, J. E.; CALVO-GIRARDO, J. L.; DEDAVID, B. A. Effects of different torque levels on the implant-abutment interface in a conical internal connection. **Braz. Oral Res.**, v. 30, p. 1806, 2016.

GONZÁLEZ-MARTÍN, O.; LEE, E.; WEISGOLD, A.; VELTRI, M.; SU, H. Contour management of implant restorations for optimal emergence profiles: Guidelines for immediate

and delayed provisional restorations. **Int. J. Periodontics Restorative Dent.**, v. 40, n. 1, p. 61–70, 2020.

GOODACRE, B. J.; GOODACRE, S. E.; GOODACRE, C. J. Prosthetic complications with implant prostheses (2001-2017). **Eur. J. Oral Implantol.**, v. 11, supl. 1, p. 27–36, 2018.

HONÓRIO TONIN, B. S.; HE, Y.; YE, N.; CHEW, H. P.; FOK, A. Effects of tightening torque on screw stress and formation of implant-abutment microgaps: A finite element analysis. **J. Prosthet. Dent.**, v. 127, n. 6, p. 882–889, 2022.

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

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

JORGE, J. R. P.; BARÃO, V. A. R.; DELBEN, J. A.; ASSUNÇÃO, W. G. O papel do sistema implante/pilar na manutenção do torque dos parafusos de retenção e no desajuste vertical de coroas implantossuportadas antes e após ciclagem mecânica. **Int. J. Oral Maxillofac. Implant.**, 2013, 28, 415–422.

KOFRON, M. D.; CARSTENS, M.; FU, C.; WEN, H. B. In vitro assessment of connection strength and stability of internal implant-abutment connections. **Clin. Biomech. (Bristol Avon)**, v. 65, p. 92–99, 2019.

LANG, L. A.; KANG, B.; WANG, R. F.; LANG, B. R. Finite element analysis to determine implant preload. **J. Prosthet. Dent.**, v. 90, n. 6, p. 539–546, 2003.

MANDA, M. G.; PSYLLAKI, P. P.; TSIPAS, D. N.; KOIDIS, P. T. Observations on an in-vivo failure of a titanium dental implant/abutment screw system: a case report. **J. Biomed. Mater. Res. B Appl. Biomater.**, v. 89, n. 1, p. 264–273, 2009.

MISHRA, S. K.; CHOWDHARY, R.; KUMARI, S. Microleakage at the different implant abutment interface: a systematic review. **J. Clin. Diagn. Res.**, v. 11, n. 6, p. 10–15, 2017.

MORIS, I. C. M.; FARIA, A. C. L.; RIBEIRO, R. F.; FOK, A. S.; RODRIGUES, R. C. S. Custom Morse taper zirconia abutments: Influence on marginal fit and torque loss before and

- after thermomechanical cycling. **J. Mech. Behav. Biomed. Mater.**, v. 78, p. 241–245, 2018.
- MOURA, M. B.; TIOSSI, R.; LOUREIRO, K. R. T.; CARDOSO, T. G.; DE REZENDE, L. P. F.; SIMAMOTO, P. C. The effect of mechanical loading cycles on different abutment types in implants with tapered internal connection. **J. Osseointegr.**, v. 13, p. 156–163, 2021.
- OLIVEIRA, S. T. S.; MENDES, A. S. M.; DA SILVA, V. V.; DE MOURA, C. D. V. S. Effect of internal hexagonal index on removal torque and tensile removal force of different Morse taper connection abutments. **J. Prosthet. Dent.**, v. 117, n. 5, p. 621–627, 2017.
- PARDAL-PELÁEZ, B.; MONTERO, J. Preload loss of abutment screws after dynamic fatigue in single implant-supported restorations. A systematic review. **J. Clin. Exp. Dent.**, v. 19, n. 11, p. 1355–1361, 2017.
- PARK, J. K.; CHOI, J. U.; JEON, Y. C.; CHOI, K. S.; JEONG, C. M. Effects of abutment screw coating on implant preload. **J. Prosthodont.**, v. 19, n. 6, p. 458–464, 2010.
- PIERMATTI, J.; YOUSEF, H.; LUKE, A.; MAHEVICH, R.; WEINER, S. An in vitro analysis of implant screw torque loss with external hex and internal connection implant system. **Implant. Dent.**, v. 15, n. 1, p. 427–435, 2006.
- QUEK, H. C.; TAN, K. B.; NICHOLLS, J. I. Load fatigue performance of four implant abutment interface designs: effect of torque level and implant system. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants.**, v. 23, p. 253–262, 2008.
- REZAYANI, V.; ALIKHASI, M.; MONZAVI, A. Effect of serrating abutment-implant mating surface on torque stability of implant-abutment connection, before and after cyclic loading. **J. Oral Implantol.**, v. 46, n. 6, p. 555–561, 2020.
- RICCIARDI-COPPEDÊ, A.; DE MATTOS, M. D. A. G.; RODRIGUES, R. C.; 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, 2009.
- RODRIGUES, E. D. S.; BENETTI, P.; CARLI, J. P.; PARANHOS, L. R.; SANTOS, P. L.; LINDEN, M. S. A comparison of torque stress on abutment screw of external hexagon and Morse taper implant. **J. Contemp. Dent. Pract.**, v. 19, n. 11, p. 1306–1311, 2018.

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

SAMMOUR, S. R.; EL-SHEIKH, M. M.; EL-GENDY, A. A. Effect of implant abutment connection designs, and implant diameters on screw loosening before and after cyclic loading: in-vitro study. **Dent. Mater.**, v. 35, n. 11, p. 265–271, 2019.

SAMMOUR, S. R.; OGAWA, T.; YODA N. Impact of implant abutment connection designs and cyclic loading on screw stability in dental implants: A systematic review and meta-analysis. **J Prosthet Dent.**, v. 25, p. 3913, 2025.

SCHALL, R. Estimation in generalized linear models with random effects. **Biometrika**, v. 78, 719–727, 1991.

SCHWARZ, F.; HEGEWALD, A.; BECKER, J. Impact of implant-abutment connection and positioning of the machined collar/microgap on crestal bone level changes: A systematic review. **Clin. Oral Implants Res.**, v. 25, n. 1, p. 417–425, 2014.

SHIM, H. W.; YANG, B. Long-term cumulative survival and mechanical complications of single-tooth Ankylos implants: focus on the abutment neck fractures. **J. Adv. Prosthodont.**, v. 7, n. 6, p. 423–430, 2015.

SIADAT, H.; BEYABANAKI, E.; MOUSAVI, N.; ALIKHASI, M. A comparison of fit accuracy and torque retention between zirconia and titanium abutments for internal tri-channel versus external-hex implant connections. **J. Adv. Prosthodont.**, v. 9, p. 271–277, 2017.

SIAMOS, G.; WINKLER, S.; BOBERICK, K. G. Relationship between implant preload and screw loosening on implant-supported prostheses. **J. Oral Implantol.**, v. 28, n. 2, p. 67–73, 2002.

SILVA, J. L. Influência do torque e da ciclagem mecânica na manutenção da pré-carga e resistência à fratura de parafusos de retenção em diferentes junções parafusadas. 2016. Dissertação (**Mestrado em Odontologia**) — Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista (UNESP), Araçatuba, 2016.

SIMIONATO, A. A.; SANTOS, E. S.; FARIA, A. C. L.; DO NASCIMENTO, C.;

RODRIGUES, R. C. S.; RIBEIRO, R. F. Bacterial detection, deformation, and torque loss on dental implants with different tapered connections compared with external hexagon connection after thermomechanical cycling. **Materials (Basel)**, v. 16, n. 11, p. 3904, 2023.

SRIVASTAVA, S. A study on screw loosening in dental implant abutment. **Crit. Rev. Biomed. Eng.**, v. 53, n. 1, p. 37–46, 2025.

TRIBST, J. P. M.; DE MELO, R. M.; BORGES, A. L. S.; DE ASSUNÇÃO E SOUZA, R. O.; BOTTINO, M. A. Mechanical behavior of different micro conical abutments in fixed prosthesis. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, v. 33, n. 6, p. 1199–1205, 2018.

TRIVEDI, S. Finite element analysis: a boon to dentistry. **J. Oral Biol. Craniofac. Res.**, v. 4, n. 3, p. 200–203, 2014.

UGUREL, C. S.; STEINER, M.; ISIK-OZKOL, G.; KUTAY, O.; KERN, M. Mechanical Resistance of Screwless Morse Taper and Screw-Retained Implant-Abutment Connections. **Clin. Oral Implant. Res.** V. 26, p.137–142, 2015.

VARVARA, G.; SINJARI, B.; CAPUTI, S.; SCARANO, A.; PIATTELLI, M. Relationship between retightening time and preload loss of abutment screws in two different implant designs: an in vitro study. **J. Oral Implantol.**, v. 46, p. 13–17, 2020.

VINHAS, A. S.; AROSO, C.; SALAZAR, F.; LÓPEZ-JARANA, P.; RÍOS-SANTOS, J. V.; HERRERO-CLIMENT, M. Review of the mechanical behavior of different implant–abutment connections. **Int. J. Environ. Res. Public Health**, v. 17, p. 8685, 2020.

VINHAS, A. S.; AROSO, C.; SALAZAR, F.; LÓPEZ-JARANA, P.; RÍOS-SANTOS, J. V.; HERRERO-CLIMENT, M. Review of the mechanical behavior of different implant–abutment connections. **Int. J. Environ. Res. Public Health**, v. 17, p. 8685, 2020.

WINKLER, K.; RING, J. D.; RING, E.; BOBERICK, K. G. Implant screw mechanics and the settling effect: an overview. **J. Oral Implantol.**, v. 29, n. 5, p. 242–245, 2003.

WISKOTT, H.; NICHOLLS, J.; BELSER, U. Stress fatigue: basic principles and prosthodontic implications. **Int. J. Prosthodont.**, v. 8, p. 105–116, 1995.

XIA, D.; LIN, H.; YUAN, S.; BAI, W.; ZHENG, G. Desempenho de fadiga dinâmica de conjuntos implante-pilar com diferentes valores de torque de aperto. **Biomed. Mater. Eng.**, v.

24, p. 2143–2149, 2014.

XIA, D.; LIN, H.; YUAN, S.; BAI, W.; ZHENG, G. Dynamic fatigue performance of implant-abutment assemblies with different tightening torque values. **Biomed. Mater. Eng.**, v. 24, n. 6, p. 2143–2149, 2014.

YANG, F.; RUAN, Y.; LIU, Y.; CHEN, J.; CHEN, Y.; ZHANG, W.; DING, Y.; WANG, L. Abutment mechanical complications of a Morse taper connection implant system: A 1 to 9 year retrospective study. **Clin. Implant Dent. Relat. Res.**, v. 24, n. 5, p. 683–695, 2022.

YAO, K.; KAO, H.; CHENG, C.; FANG, H.; HUANG, C.; HSU, M. Mechanical performance of conical implant-abutment connections under different cyclic loading conditions. **J. Mech. Behav. Biomed. Mater.**, v. 90, p. 426–432, 2019.

YAO, K.; KAO, H.; CHENG, C.; FANG, H.; HUANG, C.; HSU, M. Mechanical performance of conical implant-abutment connections under different cyclic loading conditions. **J. Mech. Behav. Biomed. Mater.**, v. 90, p. 426–432, 2019.

ZENO, H. A.; BUITRAGO, R. L.; STERNBERGER, S. S.; PATT, M. E.; TOVAR, N.; COELHO, P.; KURTZ, K. S.; TUMINELLI, F. J. Effect of tissue entrapment on screw loosening at the implant/abutment interface of external and internal connection implants: an in vitro study. **J. Prosthodont.**, v. 25, p. 216–223, 2015.