



**UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA**  
**“JÚLIO DE MESQUITA FILHO”**

Campus de São José dos Campos  
Instituto de Ciências e Tecnologia

**MATHEUS FERNANDES LASNEAU MORAES**

**ANÁLISE DO EFEITO DA DEPOSIÇÃO DE FILMES DE DLC (DIAMOND LIKE  
CARBON) NA MANUTENÇÃO DE TORQUE DO PARAFUSO PROTÉTICO EM  
IMPLANTES DE PLATAFORMA HEXÁGONO EXTERNO**

2023

**MATHEUS FERNANDES LASNEAU MORAES**

**ANÁLISE DO EFEITO DA DEPOSIÇÃO DE FILMES DE DLC (DIAMOND LIKE CARBON) NA MANUTENÇÃO DE TORQUE DO PARAFUSO PROTÉTICO EM IMPLANTES DE PLATAFORMA HEXÁGONO EXTERNO**

Dissertação apresentada ao Instituto de Ciência e Tecnologia, Universidade Estadual Paulista (Unesp), Campus de São José dos Campos, como parte dos requisitos para obtenção do título de MESTRE, pelo Programa de Pós-Graduação em CIÊNCIAS APLICADAS À SAÚDE BUCAL.

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

Orientador: Prof. Adj. Lafayette Nogueira Junior

São José dos Campos

2023

Instituto de Ciência e Tecnologia [internet]. Normalização de tese e dissertação [acesso em 2023]. Disponível em <http://www.ict.unesp.br/biblioteca/normalizacao>

Apresentação gráfica e normalização de acordo com as normas estabelecidas pelo Serviço de Normalização de Documentos da Seção Técnica de Referência e Atendimento ao Usuário e Documentação (STRAUD).

Moraes, Matheus Fernandes Lasneau

Análise do efeito da deposição de filmes de DLC (Diamond like carbon) na manutenção de torque do parafuso protético em implantes de plataforma hexágono externo / Matheus Fernandes Lasneau Moraes. - São José dos Campos : [s.n.], 2023.

56 f. : il.

Dissertação (Mestrado) - Pós-Graduação em Ciências Aplicadas à Saúde Bucal - Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia, São José dos Campos, 2023.

Orientador: Lafayette Nogueira Junior.

1. Implantes. 2. Destorque. 3. DLC. 4. Parafuso protético. I. Junior, Lafayette Nogueira, orient. II. Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia, São José dos Campos. III. Universidade Estadual Paulista 'Júlio de Mesquita Filho' - Unesp. IV. Universidade Estadual Paulista (Unesp). V. Título.

## **BANCA EXAMINADORA**

**Prof. Adj. Lafayette Nogueira Júnior** (Orientador)

Universidade Estadual Paulista (Unesp)

Instituto de Ciência e Tecnologia

Campus de São José dos Campos

**Prof.Dr. Alecsandro de Moura Silva**

Universidade de Taubaté (Unitau)

**Prof.Dr. Alexandre Luiz Souto Borges**

Universidade Estadual Paulista (Unesp)

Instituto de Ciência e Tecnologia

Campus de São José dos Campos

São José dos Campos, 20 de março de 2023

## DEDICATÓRIA

*Aos meus pais Débora Fernandes Lasneau Moraes e Marco Antonio Lasneau Moraes, pelo sacrifício e dedicação em sempre me apoiar tanto na vida pessoal quanto na profissional, sendo incansáveis incentivadores e acreditando em meu potencial mesmo quando, eu mesmo, por vezes não acreditei e desanimei durante a árdua caminhada em busca de conhecimento e aperfeiçoamento.*

*Aos meus familiares, por todo suporte emocional, torcida e apoio, sempre presentes na caminhada desde minha infância, adolescência e vida adulta.*

*A minha namorada e companheira de vida Mariana Simões de Oliveira, por ser meu ombro amigo, minha grande incentivadora e inspiração, além de melhor amiga, obrigado pelas incansáveis broncas, conselhos, ajuda e por todo suporte quando precisei.*

## AGRADECIMENTOS

*Agradeço primeiramente a Deus, por me dar saúde, sabedoria e força, por me guiar nessa trajetória e iluminar meus caminhos.*

*Ao programa de pós-graduação em Ciências aplicadas à saúde bucal, do Instituto de ciências e tecnologias da Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho, assim como professores, funcionários e demais profissionais que acolhem com carinho tantos colegas assim como eu vindos de outros estados e até de outros países.*

*Ao meu orientador Prof. Adj. Lafayette Nogueira Júnior, pela orientação, paciência, ensinamentos e principalmente pela sua amizade durante todo curso.*

*Ao Prof.Dr. Argemiro Soares da Silva Sobrinho pela disponibilidade e contribuição para a realização deste trabalho.*

*Aos técnicos do laboratório, Thaís por estar sempre disponível a ajudar, sanar dúvidas e ser responsável pela realização na parte de MEV do trabalho e ao Márcio sempre presente e disposto a nos auxiliar, inclusive em horas fora do seu expediente.*

*Ao grande amigo Thiago Nogueira por auxiliar na obtenção dos dados referentes a parte de análise estatística deste trabalho.*

*Aos meus colegas de turma, por sempre estarem dispostos a ajudar, pela adorável convivência durante esses dois anos de curso, desejo muito sucesso e que seja o início de uma bela jornada.*

*A CAPES por dar as diretrizes e fomentar a pesquisa e formação de recursos humanos.*

*“É muito melhor lançar-se em busca de conquistas grandiosas, mesmo expondo-se ao fracasso, do que alinhar-se com os pobres de espírito, que nem gozam muito nem sofrem muito, porque vivem numa penumbra cinzenta, onde não conhecem nem vitória, nem derrota ”*

*(Theodore Roosevelt)*

## RESUMO

Moraes MFL. Análise do efeito da deposição de filmes de DLC (Diamond like carbon) na manutenção de torque do parafuso protético em implantes de plataforma hexágono externo [dissertação]. São José dos Campos (SP): Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia; 2023.

Os implantes osseointegrados demonstram, com o passar dos anos, que são uma opção viável na reabilitação de pacientes desdentados parciais ou totais, tendo resultados satisfatórios e com considerável longevidade clínica quando utilizados em reabilitação oral. Porém, o afrouxamento e fratura dos parafusos de retenção do pilar são as principais complicações em próteses sobre implantes, o que compromete a longevidade da reabilitação, sendo necessário buscar alternativas viáveis para reduzir ao máximo tal intercorrência. O objetivo do trabalho foi avaliar a manutenção do torque remanescente e ocorrência de falhas em parafusos de retenção de pilares protéticos, para implantes de conexão hexagonal externa. Os parafusos foram revestidos por filmes de carbono tipo diamante (DLC) dopados ou não com nanopartículas de prata (Ag). Foram utilizados 30 implantes de conexão hexagonal externa com plataforma regular e seus respectivos pilares protéticos, distribuídos em 3 grupos de acordo com o tipo de tratamento superficial do parafuso protético (n=10): Grupo A (controle) - sem tratamento na superfície do parafuso; Grupo B - parafuso revestido com filme de DLC; Grupo C - parafuso revestido com filme de DLC/Ag. Os filmes de DLC e DLC/Ag foram depositados pelo processo PECVD (Plasma Enhanced Chemical Vapour Deposition). A manutenção do torque após envelhecimento mecânico foi avaliada em todos os grupos. Será realizada microscopia eletrônica de varredura (MEV) antes e após o teste de fadiga, para avaliar possíveis alterações no filme de DLC. Os resultados serão analisados primeiramente de forma descritiva para determinação das análises estatísticas inferenciais a serem realizadas.

Palavras-chave: implantes; destorque; DLC; parafuso protético.

## **ABSTRACT**

*Moraes MFL. Analysis of the effect of the deposition DLC (Diamond like carbon) films on prosthetic screw torque maintenance in external hexagon platform implants [dissertation]. São José dos Campos (SP): São Paulo State University (Unesp), Institute of Science and Technology; 2023.*

*Over the years, osseointegrated implants have shown that they are a viable option in the rehabilitation of partially or totally edentulous patients, with satisfactory results and considerable clinical longevity when used in oral rehabilitation. However, loosening and fracture of the abutment retention screws are the main complications in implant-supported prostheses, which compromises the longevity of rehabilitation, making it necessary to seek viable alternatives to minimize this complication. This study aimed to evaluate the maintenance of the remaining torque and the occurrence of failures in retention screws of prosthetic abutments, for implants with external hexagonal connection. The screws were coated with diamond-like carbon (DLC) films, doped or not with silver nanoparticles (Ag). Thirty external hexagonal connection implants with a regular platform and their respective prosthetic abutments were used, divided into 3 groups according to the type of surface treatment of the prosthetic screw (n=10): Group A (control) - no treatment on the screw surface ; Group B - screw coated with DLC film; Group C - screw coated with DLC/Ag film. The DLC and DLC/Ag films were deposited by the PECVD (Plasma Enhanced Chemical Vapour Deposition) process. Torque maintenance after mechanical aging was evaluated in all groups. Scanning electron microscopy (SEM) will be performed before and after the fatigue test to evaluate possible changes in the DLC film. The results will be analyzed first in a descriptive way to determine the inferential statistical analyzes to be performed.*

*Keywords: implants; torque loosening; DLC; prosthetic screw.*

## LISTA DE FIGURAS

|                                                                                                                                                                     |    |
|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Figura 1 - Macro Geometria dos implantes utilizados no estudo .....                                                                                                 | 24 |
| Figura 2 - Câmara a vácuo do reator PECVD .....                                                                                                                     | 27 |
| Figura 3 - Formação do plasma em torno do porta amostras dentro da câmara do reator durante a deposição do filme DLC .....                                          | 27 |
| Figura 4 - Corpos de prova em resina de poliuretano antes da fresagem e instalação dos implantes .....                                                              | 29 |
| Figura 5 - Fresagem padronizada com fresadora de bancada e peça reta, utilizando as fresas preconizadas pelo fabricante para posterior instalação do implante ..... | 30 |
| Figura 6 - Inserção do implante no bloco de poliuretano com chave de inserção de torque interno .....                                                               | 30 |
| Figura 7 - Exposição de 3mm do implante simulando a remodelação óssea fisiológica .....                                                                             | 31 |
| Figura 8 - Torquímetro digital utilizado para aferir o torque nos parafusos de fixação dos pilares .....                                                            | 31 |
| Figura 9 - Parafuso protético utilizado, antes e após deposição do filme de DLC.....                                                                                | 32 |
| Figura 10 - Coroa experimental de Binon .....                                                                                                                       | 32 |
| Figura 11 - Coroa experimental sendo cimentadas sobre o pilar utilizando o dispositivo de 500g .....                                                                | 33 |
| Figura 12 - Pistão posicionado a 3mm do centro da superfície oclusal .....                                                                                          | 34 |
| Figura 13 - Cicladora com as 10 amostras posicionadas nos nichos para ensaio de                                                                                     |    |

|                                                                                                                                   |    |
|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| ciclagem mecânica .....                                                                                                           | 34 |
| Figura 14 - Realização do torque reverso no parafuso protético após o ensaio de ciclagem mecânica .....                           | 35 |
| Figura 15 - MEV do grupo controle, realizado antes do ensaio de ciclagem mecânica, 90x e 200x de aumento respectivamente .....    | 37 |
| Figura 16 - MEV do grupo DLC (B), realizado antes do ensaio de ciclagem mecânica, 90x e 200x de aumento respectivamente .....     | 37 |
| Figura 17 - MEV do grupo DLC/Ag (C), realizado antes do ensaio de ciclagem mecânica, 90x e 200x de aumento respectivamente .....  | 38 |
| Figura 18 - Gráfico de colunas (média e desvio padrão) dos valores de destorque (%) .....                                         | 43 |
| Figura 19 - Gráfico qq-Plot de dispersão dos dados em relação aos resíduos .....                                                  | 44 |
| Figura 20 - Histograma dos resíduos .....                                                                                         | 45 |
| Figura 21 - MEV do grupo controle (A), realizada após do ensaio de ciclagem mecânica, 90x e 200x de aumento respectivamente ..... | 46 |
| Figura 22 - MEV do grupo DLC (B), realizado após do ensaio de ciclagem mecânica, 90x e 200x respectivamente .....                 | 46 |
| Figura 23 - MEV do grupo DLC/Ag (C), realizada após do ensaio de ciclagem mecânica, 90x e 200x respectivamente .....              | 47 |

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

°C = Graus Celsius

DLC = (Diamond Like Carbon) Carbono tipo Diamante

Ag = Prata

Ar = Argônio

CH<sub>4</sub> = metano

C<sub>6</sub>H<sub>14</sub> = Hexano

cm = Centímetros

GPa = Gigapascal

h = Hora

HE = Hexágono externo

Hz = Hertz

L<sub>c</sub> = Carga crítica

MEV = Microscópio Eletrônico de Varredura

min = Minuto

mm = Milímetro

μm = Micrômetros

N = Newton

N = Número de amostras por grupo

PECVD = Plasma Enhanced Chemical Vapour Deposition

(Deposição Química a Vapor Assistida por Plasma)

## SUMÁRIO

|                                                                    |           |
|--------------------------------------------------------------------|-----------|
| <b>1 INTRODUÇÃO .....</b>                                          | <b>13</b> |
| <b>2 REVISÃO DE LITERATURA .....</b>                               | <b>16</b> |
| 2.1 Aspectos mecânicos de prótese sobre implante .....             | 16        |
| 2.2 Tratamento de superfície do parafuso protético .....           | 19        |
| 2.3 Filmes de DLC (Diamond like carbon) .....                      | 21        |
| <b>3 PROPOSIÇÃO .....</b>                                          | <b>23</b> |
| 3.1 Objetivos gerais .....                                         | 23        |
| 3.2 Objetivos específicos.....                                     | 23        |
| <b>4 MATERIAL E MÉTODOS .....</b>                                  | <b>24</b> |
| 4.1 Materiais .....                                                | 24        |
| 4.2 Grupos Experimentais .....                                     | 25        |
| 4.3 Caracterização .....                                           | 25        |
| 4.3.1 Deposição dos filmes de DLC .....                            | 25        |
| 4.4 Ensaio mecânico .....                                          | 28        |
| 4.4.1 Fluxograma ensaio mecânico .....                             | 28        |
| 4.4.2 Confeção dos blocos de poliuretano .....                     | 29        |
| 4.4.3 Confeção da coroa experimental .....                         | 32        |
| 4.4.4 Ensaio mecânico de fadiga .....                              | 33        |
| 4.4.5 Registro do torque reverso pós carregamento .....            | 35        |
| <b>5 ANÁLISE EM MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA (MEV).....</b> | <b>36</b> |
| <b>6 ANÁLISE ESTATÍSTICA.....</b>                                  | <b>39</b> |
| <b>7 RESULTADOS .....</b>                                          | <b>40</b> |
| 7.1 Manutenção do torque pós-ciclagem .....                        | 40        |
| 7.2 Análise estatística .....                                      | 42        |
| 7.3 Análise em Mev após ciclagem mecânica .....                    | 45        |
| <b>8 DISCUSSÃO .....</b>                                           | <b>48</b> |
| <b>9 CONCLUSÃO .....</b>                                           | <b>53</b> |
| <b>REFERÊNCIAS.....</b>                                            | <b>54</b> |

## 1 INTRODUÇÃO

Implantes osseointegráveis têm sido aplicados na odontologia por décadas com significativas taxas de sucesso clínico (Misch, 2009; Wennerberg, Albrektsson, 2011; Anchieta et al., 2014). No entanto, complicações mecânicas são relatadas na literatura e seu manejo clínico pode ser muitas vezes desafiador para o cirurgião-dentista. Ainda não há consenso sobre como extinguir tais problemas como fratura ou afrouxamento do parafuso protético (Assunção et al., 2012; Feitosa 2013). É fundamental compreender e identificar os fatores de risco para as complicações na conexão entre prótese e implante, a fim de buscar a redução da incidência de falhas relacionadas ao parafuso de fixação no ambiente clínico (Katsavochristou, Koumoulis, 2019).

Considerado uma das partes mais importantes da conexão implante/pilar, o parafuso de fixação permite que a pré-carga conecte, com o torque adequado, o implante ao pilar protético e mantenha a estabilidade da conexão sob forças externas (Cho et al., 2015; Attiah et al., 2020). As características desse parafuso, como resistência ao escoamento, módulo de elasticidade e fadiga, são fatores importantes que afetam a estabilidade da conexão (Anchieta et al., 2014).

O contato entre as roscas do parafuso de fixação com as roscas internas do implante gera desgastes ao decorrer do tempo, resultando em aderência do metal mais macio (parafuso) à superfície oposta (Hirata et al., 2015; Ankha et al., 2019). Estudos sugerem que o uso de lubrificantes pode reduzir o coeficiente de atrito, o que leva a um resultado positivo na resistência ao afrouxamento dos parafusos, pois a redução do coeficiente de fricção entre as superfícies de contato gera maiores valores de pré-carga e conseqüentemente maior estabilidade (Suárez et al., 2016; Ankha et al., 2019). Quando se reveste o parafuso com algum tipo de filme ou lubrificante, aumenta-se o imbricamento das roscas internas do implante, reduzindo significativamente o seu desgaste (Park et al., 2010; Wu et al., 2016; Lee et al., 2015).

Dentre os lubrificantes sólidos conhecidos, os filmes de DLC (Diamond Like Carbon) vêm se demonstrado uma opção viável como alternativa na manutenção do torque em parafusos protéticos de implantes. O DLC é uma forma de carbono amorfo metaestável que contém uma grande quantidade de hibridizações do tipo  $sp^3$ , possui propriedades semelhantes às do diamante, como alta dureza, módulo de elasticidade elevado, baixo coeficiente de atrito, resistência ao desgaste e estabilidade química (Bonetti, 2008; Lopes et al., 2017; Silva et al., 2019). O DLC é produzido por meio de técnicas de deposição de vapor químico, na forma de filmes finos isotropicamente desordenados com limites de grãos não definidos, podendo ser utilizados em discos rígidos magnéticos, peças automotivas e aeronáuticas, próteses médicas, dispositivos microeletrônicos, entre outras aplicações (Bonetti, 2008; Queiroz et al., 2016).

Várias propriedades do revestimento de DLC têm sido o foco de atenção para aplicações biomédicas, como isolamento elétrico, resistência à corrosão, baixo atrito e alta dureza, além de apresentar biocompatibilidade aos tecidos vivos (Silva et al., 2019). Esse tipo de revestimento tem sido utilizado para reduzir degradações articulares provocadas pelo atrito. Por exemplo, em cardiologia é utilizado em stents com objetivo de reduzir a trombogenicidade no interior de artérias (Bonetti, 2008; Huacho et al., 2017).

Na Odontologia, o DLC é mais utilizado no revestimento de parafusos protéticos utilizados em reabilitações com implantes para reduzir a ocorrência clínica de afrouxamento dos parafusos, pois aumenta a pré-carga e reduz o coeficiente de atrito (Lepesqueur et al., 2015).

Mesmo com inúmeras vantagens e propriedades mecânicas favoráveis, os filmes de DLC têm como uma das principais limitações a falha de adesão ao substrato. Entretanto, o uso de um dopante incorporado na matriz de carbono amorfo inicial pode ajudar a solucionar o problema e fixar de maneira mais efetiva o revestimento ao metal onde está sendo depositado (Liu et al., 2018). A associação de dopantes nas camadas de DLC influencia nas características tribológicas do material como dureza, coeficiente de atrito, rugosidade da superfície, além de

prevenir ou eliminar a adesão de microorganismos (Harrasser et al., 2015; Cazalini et al., 2017).

Dentre essas associações promissoras está a utilização da prata, que incorpora características adicionais aos filmes de DLC, melhorando as suas propriedades tribológicas. Além disso, aumenta a tenacidade e possui ação antibacteriana, o que amplia ainda mais as propriedades benéficas do material (Schwarz et al., 2011; Manninen et al., 2013; Yu et al., 2013).

## 2 REVISÃO DE LITERATURA

### 2.1 Aspectos mecânicos de prótese sobre implante

Os implantes osseointegráveis devem ser planejados desde a fase cirúrgica até a protética, de forma que possibilite o estabelecimento de um adequado posicionamento tridimensional e distribuição das cargas oclusais nos tecidos de suporte, evitando o carregamento excessivo e por consequência o insucesso do tratamento (Silva et al., 2020).

A confecção de próteses sobre implantes envolve basicamente uma conexão entre o pilar protético e o implante, por meio do parafuso de fixação. Algumas vezes, esse parafuso faz a conexão diretamente na parte da prótese em si, outras vezes, são utilizados componentes intermediários entre a coroa e o implante. Na interface implante-pilar, principalmente naqueles com conexão externa, inevitavelmente se forma um micro *gap* que pode influenciar tanto na proliferação bacteriana quanto em micro movimentações prejudiciais a longo prazo (Jansen et al., 1997; Cardoso, 2013).

Logo que são carregados com a instalação da prótese, os implantes são submetidos a forças oclusais que podem variar em intensidade, frequência, duração e direção (Stüker et al., 2008; Misch, 2009; Wennerberg, Albrektsson, 2011; Assunção et al., 2012). Os tipos de força que são exercidos sobre o conjunto prótese/implante influenciam diretamente em possíveis problemas mecânicos. Essas forças podem ser compressivas, de cisalhamento ou de tração, sendo as forças oriundas de movimentos oblíquos (cisalhamento) consideradas as mais prejudiciais (Misch, 2009).

Uma série de revisões sistemáticas, baseadas em estudos clínicos com seguimentos de 5 a 10 anos, relataram alta incidência de complicações mecânicas, com uma taxa de complicação variando de 16,3% a 53,4%, os autores relataram mais complicações mecânicas do que biológicas e mais da metade dos implantes

apresentou pelo menos uma complicação mecânica no decorrer do tempo. Este estudo também mostrou que as complicações mecânicas ocorrem independentemente das biológicas (Pjetursson et al., 2014).

O afrouxamento e a fratura do parafuso são problemas comuns associados à aplicação protética de implantes, e podem ser induzidos por torque de inserção insuficiente ou excessivo, desenho oclusal ou anatomia inadequada da coroa protética, assim como tensões no pilar protético (Basílio, 2011). Tais fatores podem influenciar diretamente na manutenção do torque inicial e por consequência no afrouxamento do parafuso de fixação (Sammour et al., 2019).

A taxa de incidência de destorque do parafuso do pilar no primeiro ano após carregamento chega a 5,3%, após o acompanhamento de cinco anos esse índice aumenta para 12,7% pois o destorque do parafuso de fixação do pilar promove danos à estrutura e roscas internas, gerando uma possível fratura do mesmo a longo prazo (Anchieta et al., 2014). A instabilidade da prótese, que é causada pelo afrouxamento do parafuso do pilar, muda a distribuição de forças oclusais durante a função, acelerando assim o processo de falha do sistema implante/prótese (Hotinski, Dudley, 2018). Além disso, micro movimentações oriundas desse processo de falha potencializam a microinfiltração bacteriana na interface pilar/implante (Huang, Wang, 2019).

A aplicação do torque correto no parafuso protético é traduzida em uma pré-carga que mantém os componentes do sistema prótese/implante unidos. Em um sistema de conexão do tipo hexágono externo a pré-carga é a única força que resistirá às cargas oclusais durante a função, se a pré-carga for excedida e se o mecanismo de bloqueio não tiver uma característica anti-rotacional precisa, o parafuso tende a afrouxar (Binon, 1995; Schwarz et al., 2011; Siamos et al., 2002; Oliani, 2019).

A falha que ocorre no sistema de prótese implante pode ocorrer em dois estágios. O primeiro se inicia quando as forças inerentes da mastigação agem sobre o sistema e o contato das roscas do parafuso com as roscas internas do implante causa um desgaste. O segundo estágio acontece a partir desse desgaste quando

consequentemente há uma diminuição do torque do parafuso (Bulaqi et al., 2015; Coelho, 2014).

Dentre os fatores mais importantes causadores dos danos estruturais ao sistema de prótese sobre implante, podemos citar o efeito de cargas cíclicas sobre os pilares protéticos. Estudos relatam que a pré-carga de sistemas parafusados sofre significativa redução após passar pelo processo de ciclagem mecânica (Feitosa et al., 2013; Butignon et al., 2013). Através de imagens obtidas por microscopia eletrônica de varredura, pode-se evidenciar alterações na estrutura do parafuso, nas superfícies de contato entre parafuso e área interna do implante e do pilar, relacionadas à perda de torque de parafusos protéticos (Butignon et al., 2013; Rodrigues et al., 2020; Silva et al., 2020).

O afrouxamento do parafuso protético é menor quando a prótese é múltipla, ou seja, quando as coroas são unidas e se utilizam dois ou mais implantes, pois a falha de um dos parafusos é minimizada pela distribuição de forças oclusais entre os demais implantes (Shinohara et al., 2019). Já em próteses múltiplas que apresentem um cantilever extenso, as forças mastigatórias que incidem geram tensões na subestrutura protética, tornando mais provável incidência do destorque no parafuso de fixação, quando comparadas a próteses unitárias (Silva et al., 2020).

Um mecanismo significativo que resulta em afrouxamento de parafusos de restaurações suportadas por implantes é o efeito de sedimentação (*Settling Effect*) um efeito de assentamento (relaxamento de incorporação) que desempenha um papel crítico na estabilidade do parafuso, resultado do fato de que nenhuma superfície é completamente lisa. Mesmo que o processo de usinagem do implante seja cuidadoso, sua superfície é ligeiramente áspera quando visto microscopicamente. Devido a essa microrugosidade, as duas superfícies não estão completamente em contato uma com a outra. A sedimentação ocorre à medida que os pontos ásperos se achatam sob carga, uma vez que são somente superfícies de contato quando o torque de inserção inicial é aplicado. Quando a interface do parafuso é submetida a cargas externas, ocorrem micromovimentos entre as superfície interna do implante e externa do parafuso protético, o desgaste das áreas de contato aproxima as duas superfícies. Foi relatado que 2% até 10% da pré-carga

inicial é perdida e como resultado, o torque necessário para remover um parafuso é menor do que o torque inicialmente usado para colocar o parafuso (Winkler et al., 2003).

O tipo de conexão, material de confecção do pilar protético e tipo fixação da prótese (parafusada ou cimentada) são fatores que também influenciam na estabilidade dessa conexão protética, no entanto ainda não são considerados fatores definitivos de insucesso, pois não há estudos clínicos suficientes que avaliem e confirmem tal fato. Porém se faz necessário abordar como o tipo de conexão protética interfere na biomecânica das próteses sobre implantes uma vez que as conexões hexagonais externas ou internas e as conexões do tipo cônicas possuem características mecânicas e biológicas diferentes entre si (Goiato et al., 2015).

Implantes de conexão hexagonal externa, quando comparados a outros tipos de conexões, apresentam maiores índices de afrouxamento do parafuso protético. Isso se deve a tensões que, nesse tipo de conexão, direcionam as forças para regiões críticas do implante, tais como o parafuso de fixação e plataforma protética, causando micro movimentações da interface pilar/implante (Sakamoto et al., 2016; Rodrigues et al., 2020).

Na tentativa de minimizar ou controlar o afrouxamento do parafuso, novos designers, materiais e técnicas de tratamentos da superfície do pilar e parafuso de fixação vem se tornando alvo de pesquisas e sendo testados na indústria de implantes.

## **2.2 Tratamento de superfície do parafuso protético**

O recobrimento do parafuso protético de implantes com filmes finos tem por objetivo aumentar a estabilidade da união parafusada entre coroa protética e implante, considerando a manutenção do torque inicial (Canavezi, 2015). Complicações mecânicas podem ser evitadas e conseqüentemente uma maior longevidade da reabilitação será alcançada quando aumenta-se o torque ou

pré-carga desses parafusos, sendo necessário, compreender tais conceitos de torque e pré-carga para prevenir intercorrências associadas a fixação da prótese sobre implante (Siamos et al., 2002; Bulaqi et al., 2015). Torque é definido como uma força aplicada sobre um objeto que o submete a uma torção ou rotação, pré-carga é conceituada como a força de união da junta parafusada após o apertamento, sendo diretamente dependente do torque aplicado. A pré-carga ideal corresponde de 70% a 80% da carga máxima que o parafuso suporta sem que ocorra deformação plástica ou fratura do parafuso, sendo avaliada pelo seu alongamento ou falha (Binon, 1995).

Na tentativa de reduzir o coeficiente de atrito, melhorar as propriedades tribológicas e aumentar a pré-carga do parafuso protético, tem sido proposta a aplicação de lubrificantes como os filmes DLC aplicados na superfície do parafuso a partir de plasma a vapor químico (PECVD) (Canavezi, 2015; Diez et al., 2012). No que diz respeito às próteses implantossuportadas, esses revestimentos são indicados por conta na sua biocompatibilidade, alta dureza, resistência ao desgaste e baixo coeficiente de atrito, o que contribui para uma melhor pré-carga e ajuda a evitar o desgaste das roscas do parafuso devido aos micromovimentos provocados pela mastigação. Além disso, sua superfície lisa atua como uma barreira protetora que evita o desgaste da superfície (Bordin et al., 2018).

Assunção et al. (2012) observou parafusos com diferentes revestimentos como ouro, DLC e nitreto, em implantes de conexões hexagonais, e puderam concluir que os parafusos revestidos por DLC apresentaram melhor manutenção do torque que os demais parafusos revestidos com outros materiais. Porém, enquanto alguns estudos relataram melhora no comportamento mecânico, como maior torque de afrouxamento e resistência ao desgaste dos parafusos revestidos com DLC, outros relataram nenhuma diferença significativa entre parafusos revestidos e não revestidos, por exemplo, na probabilidade de sobrevivência sob testes de fadiga.

### **2.3 Filmes de DLC (Diamond Like Carbon)**

O uso de lubrificantes reduz a perda do torque antes e depois do carregamento cíclico, sendo o parafuso lubrificado menos propenso a perda de torque quando comparado a um parafuso sem qualquer tipo de tratamento de superfície (Kim et al., 2005). Lubrificantes na superfície do parafuso reduzem o coeficiente de fricção, resultando num maior torque de aperto, ao mesmo tempo em que diminuem a expectativa de vida de um parafuso testado em fadiga sob altas cargas funcionais, porém, o uso de lubrificante não demonstra um efeito sobre a resistência à fadiga do parafuso em cargas menores do que a fadiga limite (Wu et al., 2016).

Na tentativa de reduzir as infecções associadas a dispositivos implantados no organismo tais como o implante dentário, houve uma grande evolução no que se refere a uma variedade de revestimentos biocompatíveis e antimicrobianos nos últimos anos. Inicialmente buscava-se soluções à base de difusão de medicamentos como antibióticos, porém com efeitos locais a curto prazo, já as tecnologias mais recentes visam a dopagem desses revestimentos com partículas que tenham uma atividade antimicrobiana mais duradoura (Cyphert et al., 2017).

Associado às suas propriedades físicas, os filmes de DLC também são considerados biocompatíveis, além de apresentar ação bactericida, podendo ainda ter nanopartículas introduzidas no interior de sua microestrutura (Morrison et al., 2006). Modificações na estrutura do DLC adicionando nanopartículas (silício, flúor, titânio, platina ou prata), visam melhorar as propriedades do revestimento, como características mecânicas, atividade antimicrobiana e redução de biofilme (Cardoso, 2013; Coelho, 2014; Ankha et al., 2015). A incorporação de nanopartículas de prata, por exemplo, mostra-se vantajosa devido a seu conhecido efeito bactericida, além de auxiliar na manutenção da adesão do revestimento no local onde foi depositado (Zhao et al., 2009).

A dopagem de filmes de DLC, realizada por técnicas de deposição físico-química de plasma têm sido a chave para se obter uma nova classe de materiais, porém, a dificuldade em se dispersar de maneira uniforme partículas metálicas nesse tipo de revestimento tem sido relatada na literatura, pois as partículas se aglomeram desordenadas na matriz do filme (Ankha et al., 2019).

A dopagem do DLC com nanopartículas de prata vem demonstrado a diminuição tanto das tensões residuais como de dureza, assim como melhora a adesão do revestimento ao substrato. Observa-se uma redução do desgaste entre as superfícies, desta forma é possível demonstrar que com a dopagem dos revestimentos pode-se tirar proveito para melhorar a adesão e diminuir as tensões residuais dos revestimentos (Písařík et al., 2017).

Filmes de DLC dopados com prata, melhoraram sua biocompatibilidade com o aumento das concentrações do dopante, também aumenta-se a eficiência antibacteriana frente a bactérias gram positivas e gram negativas, com isso, introduzir a prata como um composto de revestimento de biomaterial é objetivo de estudo visando suas propriedades antibacterianas (Baba et al., 2013). Estudos confirmam que íons de prata ou nanopartículas de prata matam bactérias que aderem à superfície de implantes ou impedem sua proliferação. Várias técnicas são usadas para fabricar tal revestimento contendo prata e filmes, por exemplo pulverizando a solução coloidal de prata na superfície do implante usando o método PECVD (Bociaga et al., 2015).

Boa resistência à corrosão, associado com boas propriedades antibacterianas, tornam os filmes DLC quando dopados com prata promissores para aplicações biomédicas, como implantes ou em superfícies onde é necessário um alto grau de pureza e livre de contaminantes. Filmes de DLC e DLC/Ag sobre substratos em liga de titânio, por exemplo, podem ser obtidos por meio de uma técnica de PECVD modificada com um cátodo adicional para avaliar a presença ou ausência de bactérias (Gutierrez et al., 2019).

### **3 PROPOSIÇÃO**

#### **3.1. Objetivo Geral**

Avaliar a manutenção do torque em parafusos protéticos de implantes, revestidos com um fino filme de DLC, dopados ou não com prata, com a finalidade de reduzir o destorque e melhorar a longevidade deste tipo de reabilitação protética.

#### **3.2. Objetivos Específicos**

- Comparar os valores de destorque entre os grupos controle e teste;
- Visualizar as diferenças (se houver) entre as camadas provenientes das deposições de DLC e DLC+Ag
- Visualizar possíveis microdeformações e/ou delaminações nas roscas dos parafusos após a ciclagem e compará-las entre os grupos;

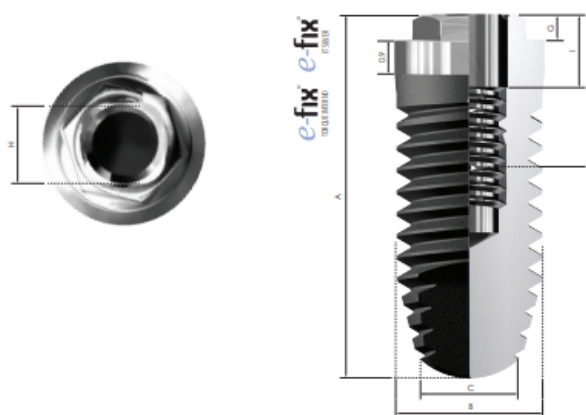
## 4 MATERIAIS E MÉTODO

### 4.1 Materiais

Os implantes HE de plataforma regular E-fix it Groove (4,0x15mm) e os pilares retos para próteses cimentadas, compostos por titânio comercialmente puro, grau 4 (norma ASTM F67); e os parafusos protéticos, compostos por liga de titânio (norma ASTM F136) foram adquiridos junto à empresa TitaniumFix (São José dos Campos, São Paulo, Brasil). A resina poliuretano F160 com carga mineral RZ 30150 e módulo de elasticidade de 3,6 GPa foi adquirida junto à Sika (Suiça), e o cimento provisório à base de óxido de zinco Temp Bond NE - Kavo Kerr (Alemanha) foi adquirido junto à Dental Cremer Ltda.

Foram utilizados 30 conjuntos formados pelos implantes (Figura 1), pilares protéticos e parafusos hexagonais de titânio (Titanium Fix, São José dos Campos, São Paulo, Brasil) divididos em três grupos conforme os tratamentos adotados.

Figura 1 - Macro Geometria dos implantes utilizados no estudo



Fonte: Catálogo Titaniumfix (<https://www.titaniumfix.com.br/produto/e-fix-it-groove/>).

## 4.2 Grupos Experimentais

Quadro 1 - Grupos experimentais

| <b>Grupo<br/>s</b> | <b>Amostras</b> | <b>Conexão</b> | <b>Tratamento<br/>Superfície</b>         | <b>Marca</b>                                                           |
|--------------------|-----------------|----------------|------------------------------------------|------------------------------------------------------------------------|
| <b>A</b>           | <b>10</b>       | <b>HE*</b>     | <b>Sem<br/>tratamento<br/>(controle)</b> | TitaniumFix<br>(e-Fix It Groove)<br>São José dos Campos,<br>SP, Brasil |
| <b>B</b>           | <b>10</b>       | <b>HE*</b>     | <b>DLC</b>                               | TitaniumFix<br>(e-Fix It Groove)<br>São José dos Campos,<br>SP, Brasil |
| <b>C</b>           | <b>10</b>       | <b>HE*</b>     | <b>DLC / Ag</b>                          | TitaniumFix<br>(e-Fix It Groove)<br>São José dos Campos,<br>SP, Brasil |

Fonte: Elaborada pelo autor.

## 4.3 Caracterização

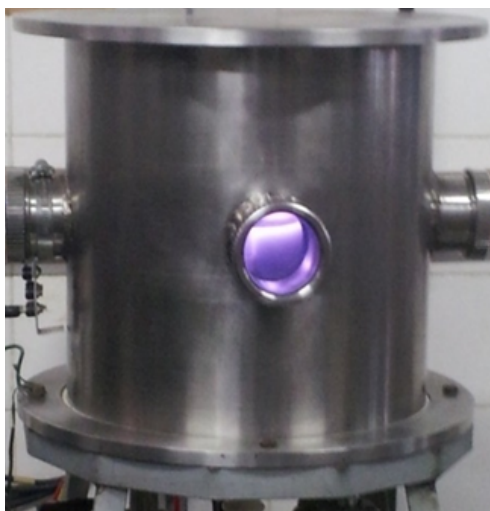
### 4.3.1 Deposição de filme de DLC

Foi realizada a técnica de deposição química a vapor assistida por plasma (PECVD - Plasma Enhanced Chemical Vapour Deposition), no laboratório de plasmas e processos (LAB-PP), divisão de Ciências Fundamentais do instituto

Tecnológico da Aeronáutica (ITA), São José dos Campos, SP, Brasil. O processo ocorre em uma câmara a vácuo de um reator, operada com duas fontes de geração de plasma (Figura 2): Uma fonte de potência dc negativa pulsada com frequência de 25 kHz para o catodo principal, usado como porta amostras, e outra fonte para geração de plasma em um catodo oco de prata utilizado na dopagem do grupo DLC/Ag (grupo C). A deposição dos filmes DLC foi feita inicialmente sobre discos de liga de titânio para a realização de análises qualitativas dos filmes e determinar as melhores condições para obtenção de um filme com adequada aderência ao substrato. Essas amostras então foram utilizadas para a caracterização e análise qualitativas dos filmes de DLC. Depois, a deposição foi feita nos parafusos protéticos.

Para dar início ao processo de deposição, foi realizada a aplicação de uma camada de um filme a base de silício, carbono e oxigênio, denominado por  $\text{SiC}_x\text{O}_y$  com a finalidade de melhorar a aderência do filme de DLC sobre os parafusos protéticos, uma vez que filmes de DLC e DLC/Ag por si só, não apresentam boa aderência ao titânio. O sistema foi bombeado até se obter uma pressão de 0,02 Torr de HMDSO (Hexametildisiloxano) na câmara do reator. As amostras foram aquecidas até 550 °C pela fonte dc pulsada a 25kHz com fluxo de gás argônio (Ar), a uma pressão de 0,8 Torr, potência de 180w e fluxo de 60 sccm, por 15 min. Depois da deposição da camada de  $\text{SiC}_x\text{O}_y$ , o plasma foi desligado e aguardou (aproximadamente 60 minutos) o resfriamento das amostras até 175 °C em fluxo de argônio com o sistema de vácuo ligado, mantendo uma pressão de 0,3 Torr. Ao atingir os 175 °C, foi iniciada a deposição da camada de DLC. Para a deposição dos filmes de DLC, utilizou-se um fluxo de 60 sccm de gás argônio (Ar) e 3,8sccm de metano ( $\text{CH}_4$ ) numa pressão de 0,6 Torr e 18 w de potência na fonte dc pulsada (25 kHz), durante 20 minutos (Figura 2). Após a deposição, a amostra foi resfriada até a temperatura ambiente em fluxo de 60 sccm de Ar com o sistema de vácuo ligado. Para a deposição do filme de DLC dopado com prata (DLC/Ag), as duas primeiras etapas foram repetidas. Esses filmes foram produzidos a partir da adição de plasma no catodo oco de prata, utilizando uma fonte dc com potência de aproximadamente 190w.

Figura 2 - Câmara a vácuo do reator PECVD



Fonte: Elaborada pelo autor.

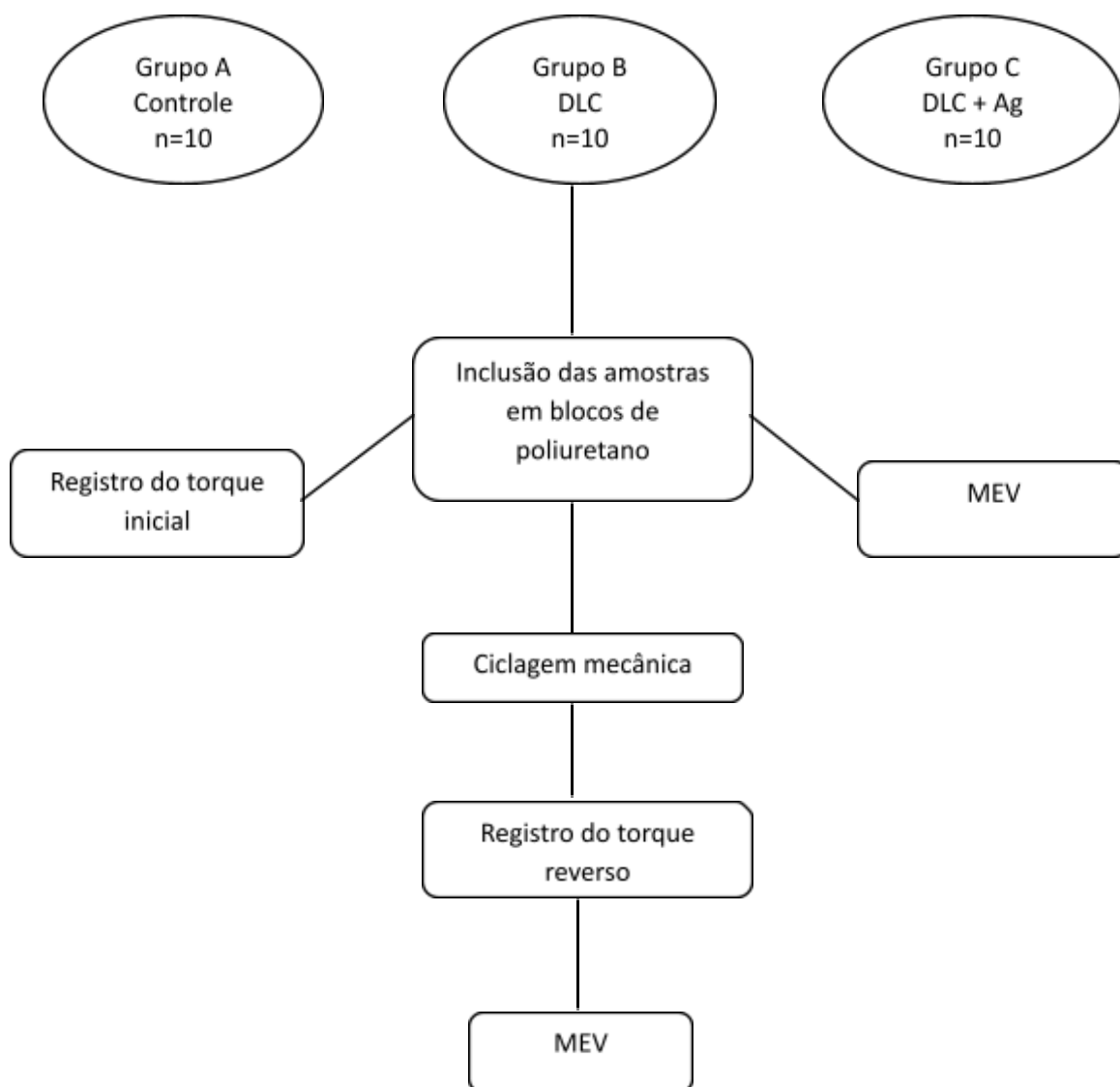
Figura 3 - Formação do plasma em torno do porta amostras dentro da câmara do reator durante a deposição do filme DLC



Fonte: Elaborada pelo autor.

## 4.4 Ensaio Mecânico

### 4.4.1 Fluxograma ensaio mecânico



Fonte: Elaborada pelo autor.

#### 4.4.2 Confeecção dos blocos em poliuretano

Foram confeccionadas 30 amostras em resina de poliuretano como base para instalação dos implantes (Figura 4). Após a polimerização total da resina, os nichos de instalação dos implantes foram preparados com o longo eixo perpendicular ao plano horizontal, utilizando as fresas preconizadas pelo fabricante, de acordo com o diâmetro dos implantes, as perfurações foram padronizadas para posicionamento dos implantes utilizando uma peça reta acoplada à uma fresadora 1000 Max Milling Machine (Bio-Art Equipamentos Odontológicos Ltda) (Figura 5). Os implantes de conexão hexagonal externa (4,0 x 15 mm) foram instalados seguindo as especificações do fabricante, utilizando chave de inserção de torque interno específica para o tipo de implante utilizado (Figura 6), deixando 3mm das roscas do implante expostas (ISO 14801:2016) (Figura 7).

Figura 4 - Corpos de prova em resina de poliuretano antes da fresagem e instalação dos implantes



Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 5 - Fresagem padronizada com fresadora de bancada e peça reta, utilizando as fresas preconizadas pelo fabricante para posterior instalação do implante

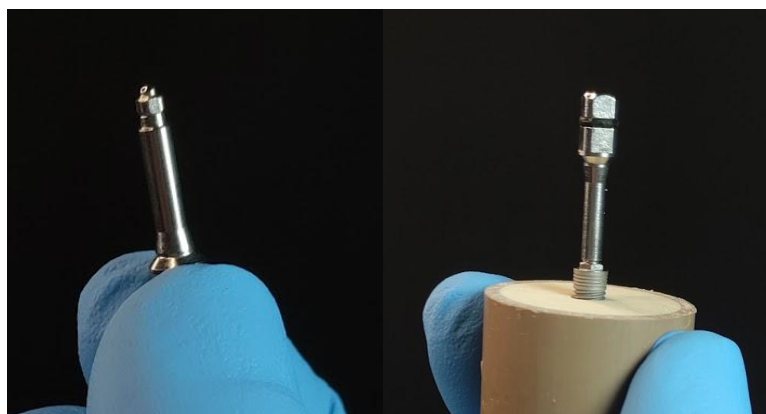


Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 6 - Inserção do implante no bloco de poliuretano com chave de inserção de torque interno



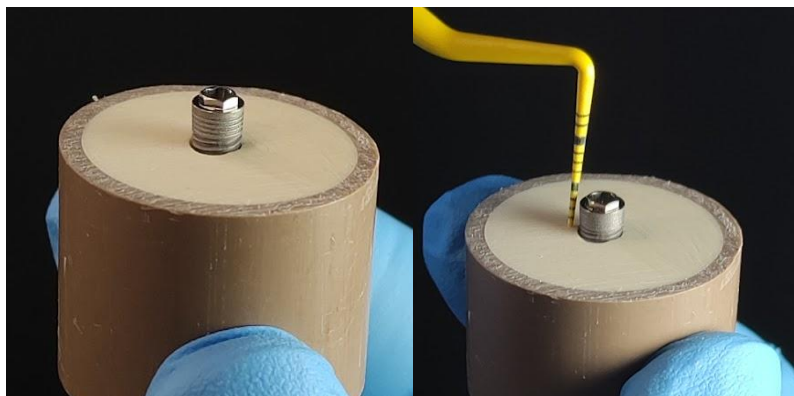
A



B

Legenda: a) instalação do implante no bloco de poliuretano; b) chave de inserção de torque interno.  
Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 7 - Exposição de 3mm do implante simulando a remodelação óssea fisiológica



Fonte: Elaborada pelo autor.

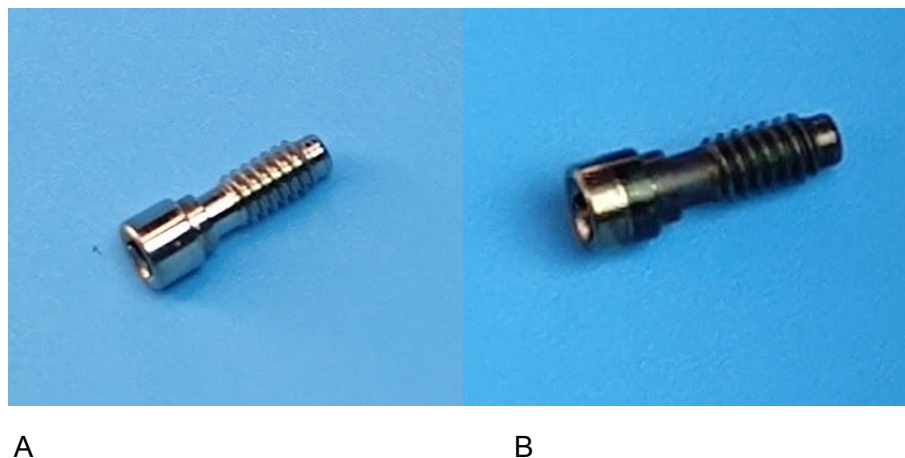
Os pilares foram instalados com chave para torquímetro, específica para instalação e remoção dos pilares protéticos utilizados e o torque de inserção foi aplicado com torquímetro digital (TQ-680, Instrutherm, São Paulo, Brasil) (Figura 8) e precisão de 0,01 Ncm conforme as instruções do fabricante (30 Ncm para pilar Sólido e 20 Ncm para o pilar Direto) permitindo uma padronização do torque em cada parafuso a ser testado (Figura 9).

Figura 8 - Torquímetro digital utilizado para aferir o torque nos parafusos de fixação dos pilares



Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 9 - Parafuso protético utilizado, antes e após deposição do filme de DLC



Legenda: a) parafuso antes da deposição de DLC; b) parafuso após deposição de DLC  
Fonte: Elaborada pelo autor.

#### 4.4.3 Confeção da coroa experimental

As coroas experimentais foram confeccionadas no formato tronco cônico, com diâmetro e altura oclusal de 8 mm, com orifício de acesso ao parafuso protético (Binon, 1996) (Figura 10) e usinadas. Essas coroas foram cimentadas sobre os pilares com cimento provisório à base de óxido de zinco, a uma pressão padronizada por um dispositivo de 500g e mantidas por 10 min (Figura 11).

Figura 10 - Coroa experimental de Binon



Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 11 - Coroa experimental sendo cimentadas sobre o pilar utilizando o dispositivo de 500g

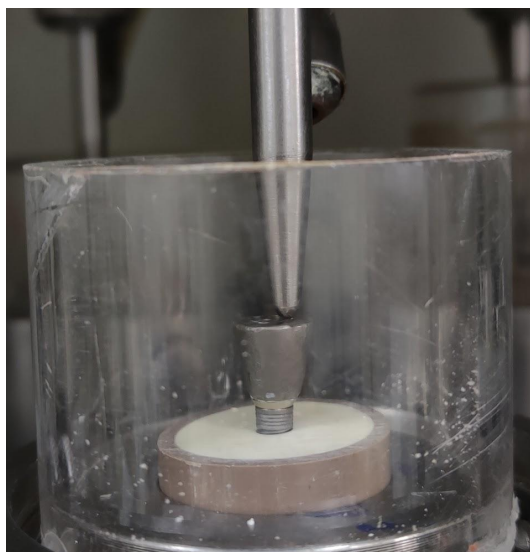


Fonte: Elaborada pelo autor.

#### 4.4.4 Ensaio mecânico de fadiga – ciclagem mecânica

Após instalação dos pilares e torque, os espécimes foram submetidos ao envelhecimento por fadiga mecânica imersos em água destilada a 37°C utilizando os seguintes parâmetros:  $2 \times 10^6$  ciclos, simulando o tempo de função em boca de aproximadamente 2 anos, em posição ortostática (Binon, 1996) com carga de 133 N e 4 Hz de frequência (Canavezi, 2015). Os ciclos foram do tipo regular, isto é, ciclos repetitivos com todas as características constantes, com velocidade constante durante cada teste. Após a aplicação de 2.000.000 de ciclos o torque dos parafusos protéticos foi novamente mensurado. O ensaio foi aplicado com um pistão de ponta arredondada de aço inoxidável (3 mm de diâmetro) a 3mm do centro da superfície oclusal com carga excêntrica (Figura 12). A cicladora mecânica utilizada conta com dez estações de trabalho que funcionam simultaneamente. (ER 37000, ERIOS, São Paulo, SP, Brasil) (Figura 13).

Figura 12 - Pistão posicionado a 3mm do centro da superfície oclusal



Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 13 - Cicladora com as 10 amostras posicionadas nos nichos para ensaio de ciclagem mecânica



Fonte: Elaborada pelo autor.

#### 4.4.5 Registro do torque reverso pós-carregamento

Finalizado o ensaio de ciclagem termo mecânica, o parafuso protético foi submetido ao torque reverso. A quantidade de torque remanescente foi calculada em cada conjunto parafusado através da utilização de torquímetro digital citado anteriormente (figura 14). Os valores do torque reverso foram transformados em porcentagens relacionadas ao torque inicial.

Figura 14 - Realização do torque reverso no parafuso protético após o ensaio de ciclagem mecânica



Fonte: Elaborada pelo autor.

## **5 ANÁLISE EM MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA (MEV)**

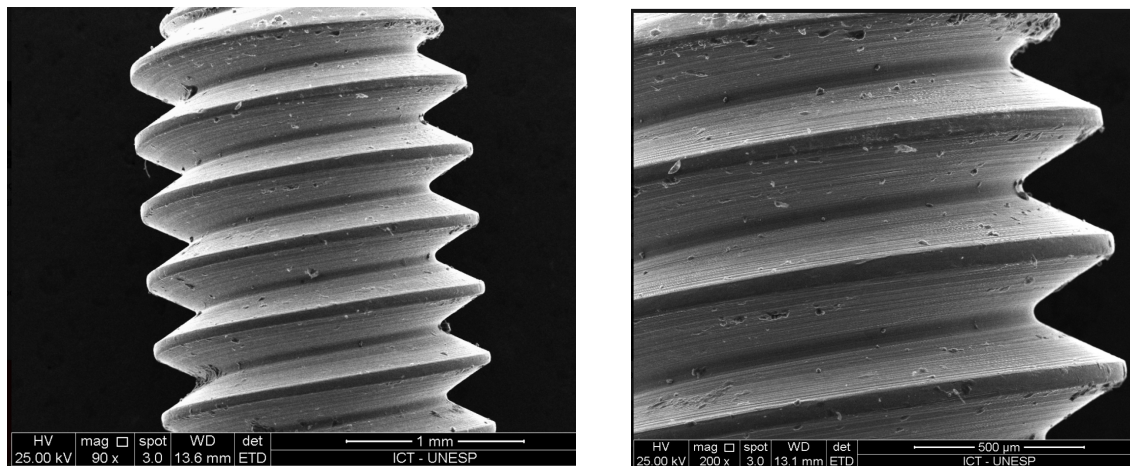
A análise em MEV foi realizada em dois momentos diferentes do estudo:

Primeira etapa - Antes do processo de envelhecimento dos parafusos na cicladora termo mecânica: Será selecionada uma amostra aleatória dos grupos testes e do grupo controle para a leitura inicial.

Segunda etapa - Após ensaio de envelhecimento dos parafusos na cicladora termo mecânica e registro do torque reverso: Será utilizada a amostra com menor valor em porcentagem de torque reverso de cada grupo para investigação de eventuais alterações ou danos em suas estruturas físicas - como microfraturas ou micro trincas, possíveis deformações e desgastes em suas roscas, além da possível delaminação do DLC, que possam ter ocorrido durante os testes mecânicos. Antes da segunda etapa de leitura no MEV, os corpos de prova serão submetidos a um processo de limpeza, em cuba ultrassônica contendo álcool isopropílico por um período de 15 minutos, para eliminação de debris que eventualmente possam estar acumulados sobre as roscas dos parafusos, provenientes da manipulação e do desgaste destas superfícies durante a realização do teste de ciclagem termo mecânica.

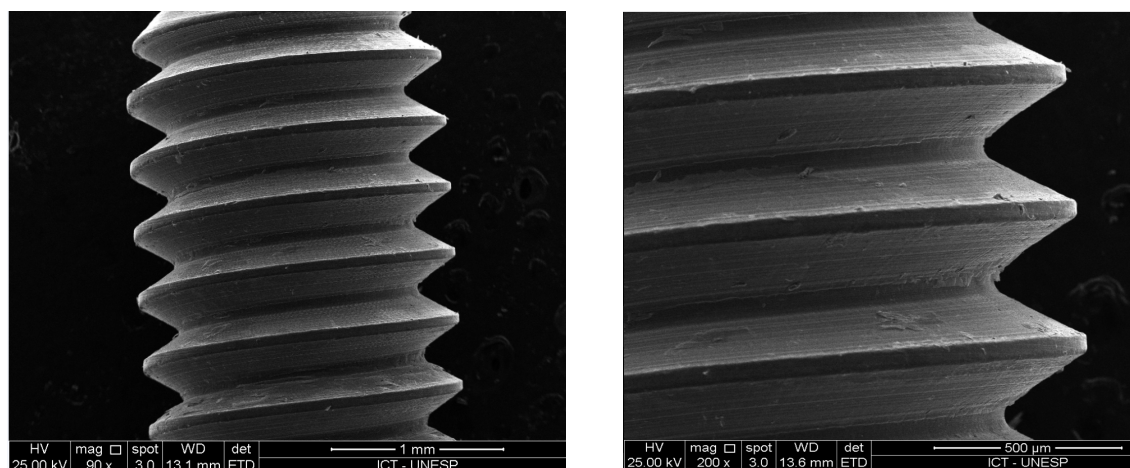
As amostras foram submetidas à Microscopia Eletrônica de Varredura em um Microscópio Eletrônico de Varredura Inspect S50 (FEI) - República Tcheca. Para isso, os parafusos protéticos foram colocados em um stub, sendo fixos com fita carbono, própria para análises de MEV e submetidos à alto vácuo. Os aumentos feitos foram 90x e 200x.

Figura 15 - MEV do grupo controle (A), realizado antes do ensaio de ciclagem mecânica, 90x e 200x de aumento respectivamente



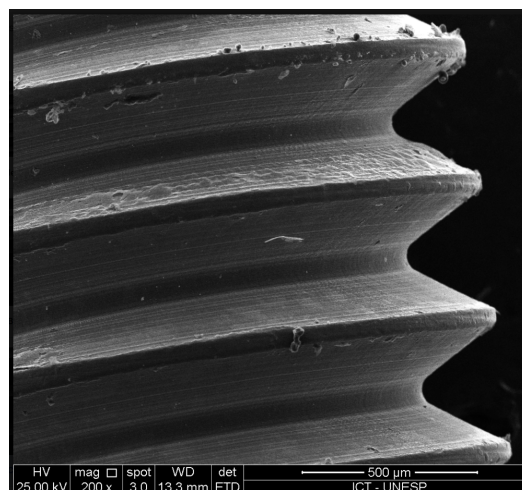
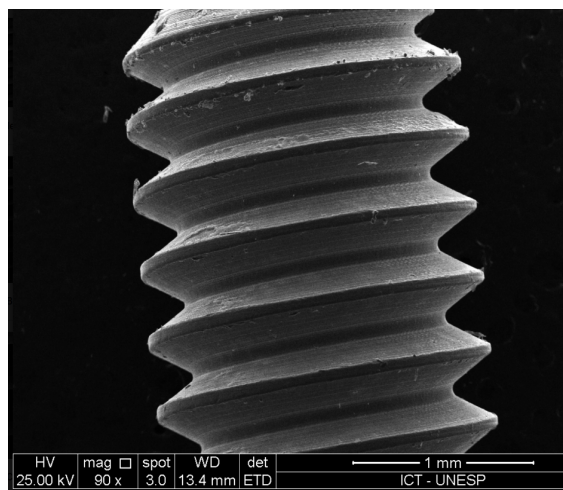
Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 16 - MEV do grupo DLC (B), realizado antes do ensaio de ciclagem mecânica, 90x e 200x de aumento respectivamente



Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 17 - MEV do grupo DLC/Ag (C), realizado antes do ensaio de ciclagem mecânica, 90x e 200x de aumento respectivamente



Fonte: Elaborada pelo autor.

## **6 ANÁLISE ESTATÍSTICA**

As médias em porcentagem de torque reverso, dos parafusos de pilares protéticos, de cada grupo experimental, foram submetidas à análise estatística pela análise de variância Anova 2 Fatores e teste de Tukey.

## 7 RESULTADOS

### 7.1 Manutenção do torque após ciclagem

Os valores iniciais de torque foram registrados e padronizados em todos os elementos do grupo controle, utilizando torquímetro digital em 30 N/cm de acordo com a indicação do fabricante para próteses cimentadas sobre munhão sólido.

Após o ensaio de ciclagem, os espécimes foram avaliados novamente quanto ao torque reverso necessário para a remoção do parafuso protético. Os valores de torque reverso no grupo controle variaram entre 13 e 28 N/cm; no grupo B, variaram de 17 a 25 N/cm e no grupo C, variaram de 18 a 26 N/cm, com valores médios para cada grupo de  $20,7 \pm 5,1$  N/cm;  $21,1 \pm 2,9$  N/cm e  $21,5 \pm 2,4$  N/cm, respectivamente. Depois, a porcentagem de torque reverso foi calculada utilizando a equação a seguir, como no estudo de Canavezi (2013).

$$\text{Torque reverso (\%)} = \frac{(\text{Torque reverso pós ciclagem})}{(\text{Torque inicial})} \times 100$$

Os valores de torque inicial, torque reverso e a porcentagem de torque em cada grupo experimental estão descritos nas tabelas abaixo.

Tabela 1 - Valores de torque para o grupo controle (A)

(continua)

| Amostras | Torque Inicial<br>N/cm | Torque Reverso<br>N/cm | Porcentagem<br>% |
|----------|------------------------|------------------------|------------------|
| A1       | 30                     | 28                     | 93,3             |
| A2       | 30                     | 22                     | 73,3             |
| A3       | 30                     | 22                     | 73,3             |

Tabela 1 - Valores de torque para o grupo controle (A)

*(conclusão)*

|     |    |        |        |
|-----|----|--------|--------|
| A4  | 30 | 14     | 46,6   |
| A5  | 30 | 17     | 56,6   |
| A6  | 30 | 19     | 63,3   |
| A7  | 30 | 28     | 93,3   |
| A8  | 30 | 13     | 43,3   |
| A9  | 30 | 24     | 80     |
| A10 | 30 | FALHA* | FALHA* |

\*Danificação do parafuso ao remover a amostra da cicladora

Fonte: Elaborada pelo autor.

Tabela 2 - Valores de torque para o grupo DLC (B)

| <b>Amostras</b> | <b>Torque Inicial<br/>N/cm</b> | <b>Torque Reverso<br/>N/cm</b> | <b>Porcentagem<br/>%</b> |
|-----------------|--------------------------------|--------------------------------|--------------------------|
| B1              | 30                             | 23                             | 76,6                     |
| B2              | 30                             | 20                             | 66,6                     |
| B3              | 30                             | 19                             | 63,3                     |
| B4              | 30                             | 25                             | 83,3                     |
| B5              | 30                             | 25                             | 83,3                     |
| B6              | 30                             | 22                             | 73,3                     |
| B7              | 30                             | 18                             | 60                       |
| B8              | 30                             | 18                             | 60                       |
| B9              | 30                             | 24                             | 80                       |
| B10             | 30                             | 17                             | 56,6                     |

Fonte: Elaborada pelo autor.

Tabela 3 - Valores de torque para o grupo DLC/Ag (C)

| Amostras | Torque Inicial<br>N/cm | Torque Reverso<br>N/cm | Porcentagem<br>% |
|----------|------------------------|------------------------|------------------|
| C1       | 30                     | 24                     | 80               |
| C2       | 30                     | 26                     | 86,6             |
| C3       | 30                     | 18                     | 60               |
| C4       | 30                     | 22                     | 73,3             |
| C5       | 30                     | 20                     | 66,6             |
| C6       | 30                     | 18                     | 60               |
| C7       | 30                     | 22                     | 73,3             |
| C8       | 30                     | 23                     | 76,6             |
| C9       | 30                     | 20                     | 66,6             |
| C10      | 30                     | 22                     | 73,3             |

Fonte: Elaborada pelo autor.

## 7.2 Análise estatística da manutenção de torque dos parafusos protéticos

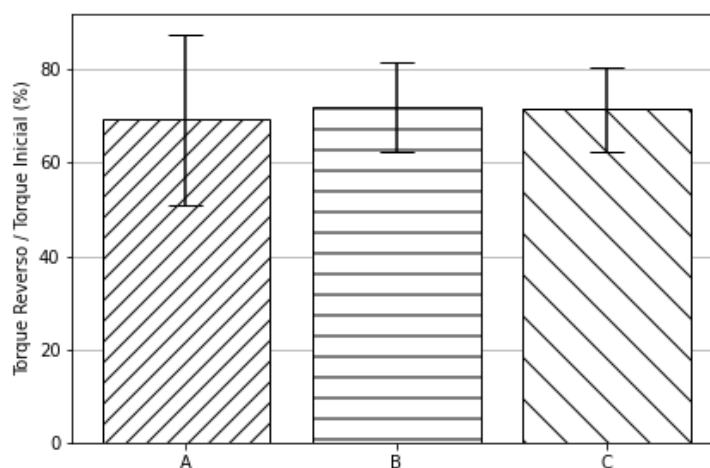
Os resultados estatísticos foram obtidos por meio da linguagem de programação Python versão 3.8.6, que é uma linguagem de programação de alto nível e de uso geral. Sua filosofia de design enfatiza a legibilidade do código com o uso de recuo significativo.

Os valores de torque e de torque reverso foram aferidos e registrados em fichas para realização das análises estatísticas. Para os dados obtidos foram calculadas as porcentagens do torque reverso (%). Constatou-se que as médias dos valores de torque reverso dos grupos apresentavam padrões de normalidade, permitindo a aplicação dos testes estatísticos Anova 2 fatores e Tukey (5%).

Na figura a seguir está representado o gráfico referente às médias e desvio padrão dos grupos analisados. Baseado nos resultados representados pelo gráfico,

pode-se observar semelhança entre os grupos em relação ao destorque.

Figura 18 - Gráfico de colunas (média e desvio padrão) dos valores de destorque (%), entre os grupos segundo o tipo tratamento de superfície dos parafusos protéticos



Fonte: Elaborada pelo autor.

Foi realizado teste estatístico Tukey cujos resultados podem ser observados na tabela abaixo. De acordo com o teste realizado, não há evidências suficientes para rejeitar a hipótese nula ( $p\text{-value} > 0.05$ ), quando comparados os grupos separadamente.

Tabela 4 - Análise estatística a partir do teste de Tukey comparando os grupos A, B e C entre si

*Multiple Comparison of Means - Tukey HSD, FWER = 0,05*

| Grupo 1 | Grupo 2 | Diferença média | p-Value | lower  | upper | reject |
|---------|---------|-----------------|---------|--------|-------|--------|
| A       | B       | 2.6             | 0.9     | -12.71 | 17.91 | False  |
| A       | C       | 2.24            | 0.9     | -13.06 | 17.55 | False  |
| B       | C       | -0.35           | 0.9     | -15.66 | 14.95 | False  |

Fonte: Elaborada pelo autor.

Na tabela a seguir é possível observar os resultados obtidos pela análise de variância (ANOVA 2 Fatores). Baseados nos dados simultâneos obtidos, não há evidências suficientes para se rejeitar a hipótese nula ( $p\text{-value} > 0.05$ ).

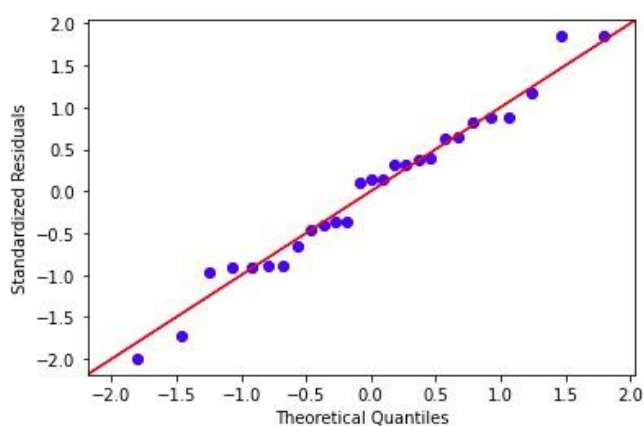
Tabela 5 - Análise estatística ANOVA 2 Fatores para todos os grupos

|          | Soma dos Quadrados | Grau de Liberdade | F    | p-Value |
|----------|--------------------|-------------------|------|---------|
| Amostras | 35.77              | 2.0               | 0.10 | 0.9     |
| Resíduos | 4062.09            | 24.0              | -    | -       |

Fonte: Elaborada pelo autor.

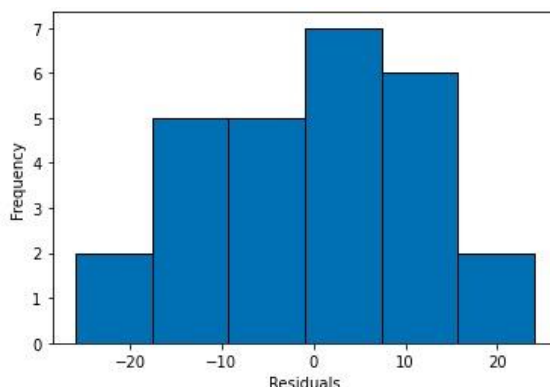
As figuras 19 e 20 comprovam a normalidade dos resíduos dos testes estatísticos realizados.

Figura 19 - Gráfico qq-Plot de dispersão dos dados em relação aos resíduos



Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 20 - Histograma dos resíduos



Fonte: Elaborada pelo autor.

### 7.3 Análise em MEV após ciclagem mecânica

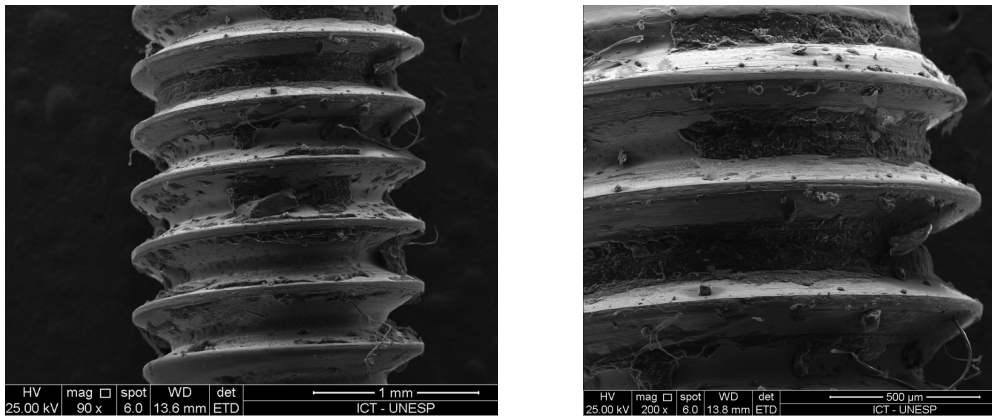
As alterações ou danos nas roscas dos parafusos protéticos foram observadas em microscopia eletrônica de varredura, após realizados os testes mecânicos. Devido o titânio ser um material com boa condutibilidade elétrica não se faz necessário a metalização das amostras. As imagens de microscopia foram realizadas nos aumentos de 90x e 200x e são apresentadas pelas figuras 21, 22 e 23.

O parafuso do grupo controle apresentou poucos danos nas roscas em quantidade e maiores alterações em proporção. Não foi possível observar regiões em que houvesse alterações significativas das roscas do parafuso que justificassem uma perda de torque acentuada da estrutura.

Já nos grupos B e C, as alterações nas roscas dos parafusos foram mais frequentes que nos grupos anteriores, apresentando-se como danos mínimos inerentes ao processo de ciclagem mecânica, porém em mais áreas do parafuso quando comparados ao grupo controle. Visualmente as superfícies destes parafusos eram mais rugosas que as superfícies dos parafusos do grupo controle, ou seja, as alterações na sua estrutura apresentavam menor proporção enquanto que as alterações observadas no grupo anterior eram em menor quantidade porém em maior proporção.

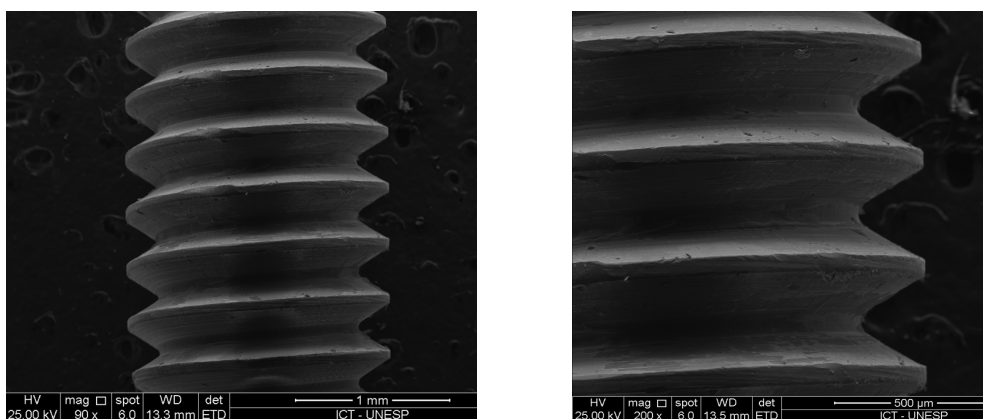
Os grupos B e C apresentam parafusos em maior valor de cinza (mais escuro e opaco), o que caracteriza a presença do revestimento em comparação ao grupo controle, no qual estavam ausentes. Bem como é possível observar a redução de danos nas roscas em relação aos grupos sem deposição do filme, não foi possível observar locais em que o filme foi removido do parafuso. Todos os grupos apresentaram grânulos distribuídos pelas superfícies dos parafusos e não se observou alterações significativas (danos nas roscas) na estrutura dos parafusos.

Figura 21 - MEV do grupo controle (A) realizada após os ensaios de ciclagem mecânica, 90x e 200x de aumento respectivamente



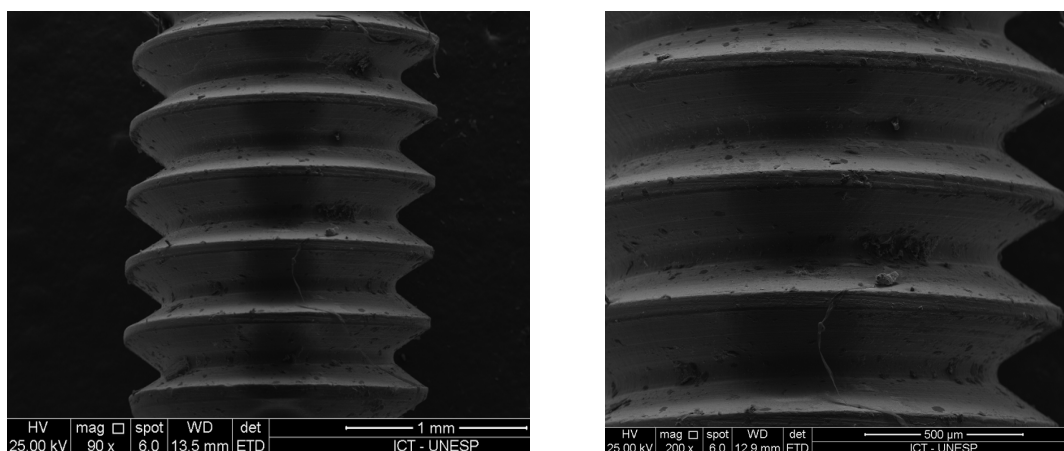
Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 22 - MEV do grupo DLC (B) realizada após os ensaios de ciclagem mecânica, 90x e 200x de aumento respectivamente



Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 23 - MEV do grupo DLC (C) realizada após os ensaios de ciclagem mecânica, 90x e 200x de aumento respectivamente



Fonte: Elaborada pelo autor.

## 8 DISCUSSÃO

O parafuso protético do pilar é um elemento chave que mantém o sistema de prótese sobre implantes montado e suportando as cargas oclusais provenientes da mastigação, portanto, desempenha um papel significativo na estabilidade a longo prazo de reabilitações implantossuportadas (Feitosa et al., 2013; Anchieta et al., 2014). Para avaliar o efeito de tratamentos da superfície do parafuso, coroas com ou sem componentes protéticos instalados foram submetidas a testes de fadiga (Kourtis et al., 2016; Sammour et al., 2019; Shinohara et al., 2019). Estudos anteriores mostraram que a confiabilidade mais baixa de um sistema de implante pode ser esperado para plataformas em sistemas de conexão externa (Basílio, 2011; Assunção et al., 2012; Wu et al., 2016).

Tem sido sugerido que o parafuso protético atua como mecanismo de segurança na proteção do implante e a estrutura circundante contra sobrecargas de flexão, provenientes da mastigação, especialmente em implantes com conexões externas (Katsavochristou, Koumouris, 2019). Nessa situação, os implantes apresentaram uma espessura de parede mínima na parte de conexão, que pode ser considerada como um elo mecânico fraco como resultado do alto estresse na distribuição de cargas e fadiga a longo prazo.

Resultados atuais mostram que conexões onde se utilizam de parafusos revestidos com filmes foi maior que nos parafusos não revestidos (Corazza et al., 2014; Huacho et al., 2017; Lopes et al., 2017). Clinicamente, a associação de uma plataforma interna e parafusos revestidos parece conferir além de benefícios biológicos o aumento da resistência mecânica do conjunto (Hirata et al., 2015; Ankha et al., 2019; Silva et al., 2020).

Atiah et al. (2020) relata que a conexão hexagonal interna apresenta maior estabilidade na interface de união reduzindo a ocorrência de complicações protéticas, como o afrouxamento do parafuso. Além de gerar menor intensidade de tensão, as conexões internas também distribuem melhor as cargas a que são submetidas (Bulaqi et al., 2014; Hotinski et al., 2018; Cosola et al., 2021). O maior afrouxamento do parafuso de fixação para implantes de plataforma HE (parafusos

tratados ou não), pode ter ocorrido devido à redução da estabilidade friccional causada pelo efeito lubrificante dos filmes de DLC, visto que as conexões externas estão sujeitas a maior micromovimentação.

Em relação a pré carga, Outros fatores como a liga do parafuso, sua macrogeometria, coeficiente de fricção entre as superfícies de contato, módulo de elasticidade dos materiais presentes, adaptação de componentes e lubrificação também podem influenciar nos valores estimados de pré-carga gerada no parafuso protético (Hotimsky et al., 2018; Pjetursson et al., 2018). Em casos em que a pré-carga do parafuso é acima do nível crítico as chances de falhas clínicas do parafuso pelo comprometimento da estabilidade na união parafusada é iminente (Siamos et al., 2012; Sammour et al., 2019).

Foram utilizados nesse estudo pilares protéticos pré-fabricados com intuito de padronizar os níveis de adaptação entre o pilar protético e a plataforma dos implantes de conexão hexagonal, assim minimizar possíveis micro gaps entre pilar e implante decorrente do processo de fundição da liga metálica, pois os padrões de adaptação são variáveis entre os pilares pré-fabricados e fundidos. Logo, o processo de fundição apresenta-se como uma nova variável podendo influenciar na estabilidade do conjunto e, por conseguinte na manutenção de torque dos parafusos protético.

Nesse estudo, os valores de torque aplicados aos parafusos protéticos sem nenhum tratamento ou com tratamento da superfície com DLC e DLC + AG, seguiram os mesmos padrões especificados pelo fabricante. Sugere-se que o aumento no valor de torque no caso de parafusos revestidos com os filmes de DLC possam proporcionar um menor afrouxamento dos mesmos. Segundo Bulaqi et al. (2014) quanto maior for o torque realizado para o apertamento do parafuso menores serão as chances dele se soltar, desde que sejam respeitadas as propriedades mecânicas de cada material, no caso o titânio.

Park et al. (2010) verificou que a redução do coeficiente de atrito do parafuso protético era responsável pelo aumento da pré-carga desenvolvida pelo parafuso, através de estudos baseados em elementos finitos. Em estudo realizado por Katsavchristou et al. (2019) sugere-se que, na presença de lubrificantes sólidos,

para se alcançar um valor de pré-carga ideal para os parafusos deve-se aumentar o valor do torque de apertamento do parafuso, desde que controlado por um dispositivo específico de aplicação de torque. As aplicações dos filmes de DLC sugerem que estes atuariam como um lubrificante sólido capaz de reduzir o coeficiente de atrito entre superfícies sob íntimo contato.

A média de destorque obtidas dos parafusos para o grupo controle (A1) foi significativamente maior que em relação aos grupos experimentais (A2 e A3). Para a No estudo de Basílio et al. (2014) não foi encontrada diferença significativa de destorque após os ensaios de ciclagem mecânica entre os parafusos protéticos de liga de titânio (sem deposição de filmes) e os recobertos com DLC e DLC + Ag, porém neste caso utilizando pilares em zircônia e não em titânio como no presente trabalho.

A norma ISO 14801 prevê a montagem dos corpos de prova seguindo parâmetros específicos e que o sistema seja submetido a cargas progressivas durante determinados números de ciclos, ou até que ocorra a falha do conjunto por fadiga. No presente trabalho, assim como em outros estudos encontrados na literatura (Park et al., 2010; Basílio et al., 2012; Lepesqueur et al., 2015), optou-se por uma modificação da norma. A montagem das amostras e os parâmetros de ciclagem seguiram os parâmetros previstos, porém a frequência e número de ciclos adotados foram os especificados para avaliar o destorque dos parafusos protéticos levando em consideração metodologias anteriores ( $2 \times 10^6$  ciclos; 4 Hz de frequência) e, ao final do ensaio, apenas uma amostra sofreu falha detectável, mas não associada ao processo de ciclagem mecânica.

Em 2014, Corazza et al. relataram que a redução no coeficiente de atrito da região interna do pilar é também um fator importante. Estudos anteriores mostraram que em partes do parafuso o torque aplicado durante o aperto é perdido através do atrito entre os componentes do sistema. Sabe-se que a cabeça do parafuso é uma região de alto atrito com a superfície do pilar, logo, a composição dos pilares e dos parafusos também influenciam no destorque, produzindo um efeito sobre o pré-carga. Da mesma forma, devido à baixa coeficiente de atrito do DLC, a presença do filme permite maior pré-carga usando o mesmo torque, melhorando a

estabilidade do conjunto.

Lepesqueur et al. (2015) avaliou o efeito da deposição a plasma de filmes de carbono tipo diamante (DLC) com e sem dopagem sobre parafusos de pilares protéticos, na manutenção do torque após ciclagem mecânica em conexões hexagonais externas e internas. O recobrimento dos parafusos com DLC não elevaram os valores de manutenção de torque no parafuso protético tanto em implantes de conexões externas como de conexão interna. Um dos resultados neste estudo foi a mínima ou ausência de danos às roscas dos parafusos com tratamento de superfície comparado aos parafusos não tratados.

A utilização das coroas experimentais de Binon se deu pela indicação de tais elementos na adequação de resultados baseados em destorque e não na avaliação de fadiga, onde se utiliza, geralmente, de acordo com a literatura pertinente, as coroas experimentais constantes da norma ISO 14801, caracterizadas pelo seu formato cilíndrico e arredondado, diferentes das coroas de Binon, características de formato tronco cônico invertido.

A dopagem de filmes de DLC, realizada por técnicas de deposição físico-química de plasma têm sido a chave para se obter uma nova classe de materiais, porém, a dificuldade em se dispersar de maneira uniforme partículas metálicas nesse tipo de revestimento tem sido relatada na literatura, pois as partículas se aglomeram desordenadas na matriz do filme (Ankha et al., 2019).

Existem diferentes métodos de deposição baseados na utilização de vapor químico para se obter os filmes de DLC. Lepesqueur (2015) e Canavezi (2014), utilizaram em seus estudos como gás precursor para a deposição dos filmes de DLC o hexano ( $C_6H_{14}$ ), sendo que para o filme CD-DLC o hexano continha nanopartículas de diamante. A concentração de partículas de diamante em hexano foi de 2 g por litro de hexano. A pressão e a potência de deposição foram mantidas em torno de 150 m Torr e 200 W, respectivamente. Enquanto no presente trabalho foi utilizado o mesmo gás precursor ( $C_6H_{14}$ ), porém os parâmetros para obtenção dos filmes de DLC + Ag foram modificados, utilizando-se de um catodo oco de prata substituindo as nanopartículas de diamante.

A relevância clínica do trabalho deve-se a observar que o destorque de

parafusos protéticos com e sem revestimento influencia na estabilidade da junta parafusada, após a simulação em fadiga mecânica com carga excêntrica. A limitação do estudo foi não utilizar valores de torque diferentes para os parafusos com revestimento, além da incidência de cargas oblíquas durante o ensaio mecânico, consideradas as cargas mais prejudiciais ao sistema prótese, parafuso protético e conexão do implante. Novos estudos devem ser propostos com uso de diferentes materiais e avaliar resistência à fratura de parafusos, assim como estudos futuros deveriam verificar a espessura dos filmes e sua influência na adaptação da interface entre parafuso e roscas internas do implante antes do ensaio de fadiga a fim de se alcançar espessuras de filmes que não afetem tal adaptação.

## **9 CONCLUSÃO**

Após os testes de ciclagem termo mecânica, parafusos protéticos recobertos com DLC e DLC/Ag, quando aferimos o destorque, avaliamos que houve menor perda de torque quando comparados ao grupo controle considerando o uso de implantes de mesma plataforma protética (HE) para todos os três grupos experimentais. Estatisticamente não houve diferença significativa entre os grupos em relação ao destorque.

## REFERÊNCIAS

- Anchieta RB, Machado LS, Bonfante EA, Hirata R, Freitas AC Jr, Coelho PG. Effect of abutment screw surface treatment on reliability of implant-supported crowns. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014 May-Jun 29;(3):585-592. doi: 10.11607/jomi.3387. PMID: 24818196.
- Assunção WG, Delben JA, Tabata LF, Barão VA, Gomes EA, Garcia IR Jr. Preload evaluation of different screws in external hexagon joint. *Implant Dent*. 2012 Feb 21;(1):46-50. doi: 10.1097/ID.0b013e31823fcbce. PMID: 22228458.
- Attiah EMN, AlGendy AA, Mostafa TMN. Effect of dynamic cyclic loading on screw loosening of retightened versus new abutment screw in both narrow and standard implants (in-vitro study). *Int J Implant Dent*. 2020 Jul 28;6(1):30. doi: 10.1186/s40729-020-00229-3. PMID: 32720011; PMCID: PMC7385049.
- Ankha MDVEA, Silva AM, Prado RFD, Camaliente MP, Vasconcellos LMR, Radi PA, et al. Effect of DLC films with and without silver nanoparticles deposited on titanium alloy. *Braz Dent J*. 2019 Nov-Dec 30;(6):607-616. doi:10.1590/0103-6440201902708. PMID: 31800756.
- Baba K, Hatada R, Flege S, Ensinger W, Shibata Y, Nakashima J, et al. Preparation and antibacterial properties of Ag-containing diamond-like carbon films prepared by a combination of magnetron sputtering and plasma source ion implantation. *Vacuum*. 2012 April 15;(89):179-184. doi: <http://doi.org/10.1016/j.vacuum.2012.04.015>. ISSN 0042-207X.
- Basilio MA. Efetividade de parafusos com tratamento de superfície na estabilidade de pilares em zircônia após carga cíclica [dissertação]. Araraquara (SP): Universidade Estadual Paulista (Unesp), Faculdade de Odontologia de Araraquara; 2014.
- Binon PP. Evaluation of machining accuracy and consistency of selected implants, standard abutments and laboratory analogs. *J Prosthodont*. 1995 Apr 8;(2):162-178.
- Bociaga D, Komorowski P, Batory D, Szymanski W, Olejnik A, Jastrzebski K, et al. Silver-doped nanocomposite carbon coatings (Ag-DLC) for biomedical applications. *Appl Surf Sci*. 2015 November 15;(355):388-397. doi:<https://doi.org/10.1016/j.apsusc.2015.07.117>;ISSN: 0169-4332.
- Bonetti LF. Otimização das propriedades mecânicas e tribológicas de filmes de DLC crescidos sobre substratos metálicos objetivando aplicações espaciais e industriais [tese]. São José dos Campos (SP): ITA - Instituto Tecnológico de Aeronáutica; 2008.
- Bordin D, Coelho PG, Bergamo ETP, Bonfante EA, Witek L, Del Bel Cury AA. The effect of DLC-coating deposition method on the reliability and mechanical properties

of abutment's screws. *Dent Mater*. 2018 Jun 34;(6):128-137. doi: 10.1016/j.dental.2018.03.005. Epub 2018 Apr 10. PMID: 29653724.

Bulaqi HA, Mousavi M, Geramipناه F, Safari H, Paknejad M. Effect of the coefficient of friction and tightening speed on the preload induced at the dental implant complex with the finite element method. *J Prosthet Dent*. 2015 May 5;(113):405-11. doi: 10.1016/j.prosdent.2014.09.021

Butignon LE, Basilio Mde A, Pereira Rde P, Arioli Filho JN. Influence of three types of abutments on preload values before and after cyclic loading with structural analysis by scanning electron microscopy. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2013 May-Jun 28;(3):161-170. doi: 10.11607/jomi.2481. PMID: 23748335.

Canavezi RC. Retorque de parafusos de pilares protéticos com recobrimento de carbono tipo diamante: uma análise de manutenção do torque após fadiga mecânica [dissertação]. São José dos Campos (SP): Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia; 2015.

Cardoso M. Influência da deposição de filmes de carbono tipo diamante na infiltração bacteriana pela interface entre implantes e pilares protéticos [tese]. São José dos Campos (SP): Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia; 2013.

Catálogo Titaniumfix [Internet]. São José dos Campos (SP): Titaniumfix [cited 2022 set 9]. Available from: <https://www.titaniumfix.com.br/produto/e-fix-it-groove/>.

Cazalini EM, Miyakawa W, Teodoro GR, Sobrinho ASS, Matieli JE, Massi M, et al. Antimicrobial and anti-biofilm properties of polypropylene meshes coated with metal-containing DLC thin films. *J Mater Sci Mater Med*. 2017 Jun 28;(6):97. doi: 10.1007/s10856-017-5910-y. Epub 2017 May 17. PMID: 28560581.

Cho WR, Huh YH, Park CJ, Cho LR. Effect of cyclic loading and retightening on reverse torque value in external and internal implants. *J Adv Prosthodont*. 2015 Aug 7;(4):288-93. doi:10.4047/jap.2015.7.4.288. Epub 2015 Aug 18. PMID: 26330975; PMCID: PMC4551784.

Coelho AV. Efeito da aplicação de filmes de carbono tipo diamante por plasma no destorque de pilares de implantes com conexões cônicas internas [dissertação]. São José dos Campos (SP): Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia; 2015.

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 Aug 23;(4):434-8. doi: 10.1097/ID.000000000000111. PMID: 25025857.

Cosola S, Toti P, Babetto E, Covani U, Peñarrocha-Diago M, Peñarrocha-Oltra D. In-vitro fatigue and fracture performance of three different ferrulized implant

connections used in fixed prosthesis. *J Dent Sci*. 2021 Jan 16;(1):397-403. doi: 10.1016/j.jds.2020.08.002. Epub 2020 Aug 27. PMID: 33384826; PMCID: PMC7770321.

Cyphert EL, von Recum HA. Emerging technologies for long-term antimicrobial device coatings: advantages and limitations. *Exp Biol Med (Maywood)*. 2017 Apr;242(8):788-798. doi: 10.1177/1535370216688572. Epub 2017 Jan 1. PMID: 28110543; PMCID: PMC5407537.

Diez JS, Brigagão VC, Cunha L, Neves AC, da Silva-Concilio LR. Influence of diamondlike carbon-coated screws on the implant-abutment interface. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2012 Sep-Oct 27;(5):1055-60. PMID: 23057017

Feitosa PCP, de Lima APB, Silva-Concílio LR, Brandt WC, Claro Neves AC. Stability of external and internal implant connections after a fatigue test. *Eur J Dent*. 2013 Jul 7;(3):267-271. doi: 10.4103/1305-7456.115407. PMID: 24926204; PMCID: PMC4053613.

Goiato MC, Pellizzer EP, da Silva EV, Bonatto Lda R, dos Santos DM. Is the internal connection more efficient than external connection in mechanical, biological, and esthetical point of views? A systematic review. *Oral Maxillofac Surg*. 2015 Sep 19;(3):229-42. doi: 10.1007/s10006-015-0494-5. Epub 2015 Apr 25. PMID: 25910993.

Gutiérrez B, Conceição K, Andrade VM, Trava-Airoldi VJ, Capote G. High antibacterial properties of DLC film doped with nanodiamond. *S C Technology*. 2019 Jul 29;(375):395-401. doi:10.1016/j.surfcoat.2019. ISSN0257-8972.

Harrasser N, Jüssen S, Banke IJ, Kmeth R, von Eisenhart-Rothe R, Stritzker B, et al. Antibacterial efficacy of titanium-containing alloy with silver-nanoparticles enriched diamond-like carbon coatings. *AMB Express*. 2015 Dec 5;(1):77. doi: 10.1186/s13568-015-0162-z. Epub 2015 Dec 9. PMID: 26646789; PMCID: PMC4673079.

Hirata R, Bonfante EA, Machado LS, Tovar N, Coelho PG. Mechanical evaluation of two grades of titanium used in implant dentistry. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2015 Jul-Aug 30;(4):800-5. doi: 10.11607/jomi.3742. PMID: 26252031.

Hotinski E, Dudley J. Abutment screw loosening in angulation-correcting implants: An in vitro study. *J Prosthet Dent*. 2019 Jan;121(1):151-155. doi: 10.1016/j.prosdent.2018.03.005. Epub 2018 Jul 10. PMID: 30006224.

Huacho PMM, Nogueira MNM, Basso FG, Jafelicci Junior M, Francisconi RS, Spolidorio DMP. Analyses of biofilm on implant abutment surfaces coating with diamond-like carbon and biocompatibility. *Braz Dent J*. 2017 May-Jun 28;(3):317-323. doi: 10.1590/0103-6440201601136. PMID: 29297552.

Huang Y, Wang J. Mechanism of and factors associated with the loosening of the implant abutment screw: A review. *J Esthet Restor Dent*. 2019 Jul 31;(4):338-345. doi: 10.1111/jerd.12494. Epub 2019 May 31. PMID: 31150572.

Jansen VK, Conrads G, Richter EJ. Microbial leakage and marginal fit of the implant-abutment interface. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1997 Jul-Aug 12;(4):527-40. Erratum in: *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997 Sep-Oct 12;(5):709. PMID: 9274082.

Katsavochristou A, Koumoulis D. Incidence of abutment screw failure of single or splinted implant prostheses: A review and update on current clinical status. *J Oral Rehabil*. 2019 Aug 46;(8):776-786. doi: 10.1111/joor.12817. Epub 2019 May 22. PMID: 31074882.

Kim Y, Oh TJ, Misch CE, Wang HL. Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. *Clin Oral Implants Res*. 2005 Feb 16;(1):26-35. doi: 10.1111/j.1600-0501.2004.01067.x. PMID: 15642028.

Kourtis S, Damanaki M, Kaitatzidou S, Kaitatz Hirata R, Machado LS, Bonfante EA, et al. Effect of diamond like carbon coating on reliability of implant-supported crowns. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2015 Jul-Aug 30;(4):806-13. doi: 10.11607/jomi.3750. PMID: 26252032.

Lee HW, Alkumru H, Ganss B, Lai JY, Ramp LC, Liu PR. The effect of contamination of implant screws on reverse torque. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2015 Sep-Oct 30;(5):1054-60. doi: 10.11607/jomi.3976. PMID: 26394341.

Lepesqueur L, Figueiredo VM, Ferreira LL, Sobrinho AS, Massi M, Nogueira Junior L, et al. Coating dental implant abutment screws with diamond like carbon doped with diamond nanoparticles: the effect on maintaining torque after mechanical cycling. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2015;30(6):1310-6. doi: 10.11607/jomi.3933.

Lopes FS, Oliveira JR, Milani J, Oliveira LD, Machado JPB, Trava-Airoldi VJ, et al. Biomineralized diamond-like carbon films with incorporated titanium dioxide nanoparticles improved bioactivity properties and reduced biofilm formation. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*. 2017 Dec 1;(81):373-379. doi: 10.1016/j.msec.2017.07.043. Epub 2017 Jul 29. PMID: 28887986.

Manninen NK, Ribeiro F, Escudeiro A, Polcar T, Carvalho S, Cavaleiro A. Influence of Ag content on mechanical and tribological behavior of DLC coatings. *Surf Coat Technol*. 2013 Oct 15;(232):440-446. doi:https://doi.org/10.1016/j.surfcoat.2013.05.048. ISSN 0257-8972.

Misch C. *Implantes dentários contemporâneos*. 3. ed. Rio de Janeiro: Elsevier; 2008. 1248 p. ISBN: 978-0-3220-4373-1.

Morrison ML, Buchanan RA, Liaw PK, Berry CJ, Brigmon RL, Riester L, et al. Electrochemical and antimicrobial properties of diamondlike carbon-metal composite

films. *Diamond Relat Mater*. 2006 Aug 15;(1):138-146. doi:10.1016/j.diamond.2006.08.031

Park JK, Choi JU, Jeon YC, Choi KS, Jeong CM. Effects of abutment screw coating on implant preload. *J Prosthodont*. 2010 Aug 19;(6):458-64. doi: 10.1111/j.1532-849X.2010.00595.x.

Oliani MG. Análise mecânica e da deformação da conexão de implantes de hexágono externo após a instalação com um novo tipo de montador [dissertação]. São José dos Campos (SP): Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciências e Tecnologia; 2019.

Pjetursson BE, Zarauz C, Strasding M, Sailer I, Zwahlen M, Zembic A. A systematic review of the influence of the implant-abutment connection on the clinical outcomes of ceramic and metal implant abutments supporting fixed implant reconstructions. *Clin Oral Implants Res*. 2018 Oct 29;(29):160-183. doi: 10.1111/clr.13362. PMID:30306682.

Písařík P, Jelínek M, Remsa J, Mikšovský J, Zemek J, Jurek K, et al. Antibacterial, mechanical and surface properties of Ag-DLC films prepared by dual PLD for medical applications. *Mater Sci Eng C* 2017;77: 955-962.

Queiroz JR, Fissmer SF, Koga-Ito CY, Salvia AC, Massi M, Sobrinho AS, et al. Effect of diamond-like carbon thin film coated acrylic resin on candida albicans biofilm formation. *J Prosthodont*. 2013 Aug 22;(6):451-5. doi: 10.1111/jopr.12029. Epub 2013 Apr 10. PMID: 23574425.

Rodrigues EDS, Menegon AC, Machado KH, Benetti P, De Carli JP, Linden MSS. Resistência à fratura da conexão morse friccional considerando-se elementos finitos. *Salusvita*. 2020 Oct 7;(39):549-564.

Sakamoto K, Homma S, Takanashi T, Takemoto S, Furuya Y, Yoshinari M, et al. Influence of eccentric cyclic loading on implant components: Comparison between external joint system and internal joint system. *Dent Mater J*. 2016 Dec 1;35(6):929-937. doi: 10.4012/dmj.2016-055. Epub 2016 Oct 1. PMID: 27725367.

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. *Dent Mater*. 2019 Nov;35(11):e265-e271. doi: 10.1016/j.dental.2019.07.026. Epub 2019 Aug 16. PMID: 31427043.

Schwarz F, Hauser-Gerspach I, Waltimo T, Stritzker BP. Antibacterial properties of silver containing diamond like carbon coatings produced by ion induced polymer densification. *Surf Coat Tech*. 2011 Jul 15;(205):4850-4854. doi: <https://doi.org/10.1016/j.surfcoat.2011.04.07>

Shinohara R, Ueda K, Watanabe F. Influence of the difference between implant body and screw materials on abutment screw loosening. *Dent Mater J*. 2019 Feb 8;38(1):150-156. doi: 10.4012/dmj.2018-023. Epub 2018 Nov 17. PMID: 30449828.

Silva RMM, Rolim AKA, Delgado LA, Sousa JT, Ribeiro RA, Rodrigues RQF, et al. Cone morse x external hexagon, advantages and disadvantages in the clinical aspect: literature review. *Res Soc Dev*. 2020 May 22;(9):1-14.doi: 10.33448/rsd-v9i7.3947.

Silva AM, Figueiredo VMG, Prado RFD, Santanta-Melo GF, Ankha MDVEA, de Vasconcellos LMR, et al. Diamond-like carbon films over reconstructive TMJ prosthetic materials: Effects in the cytotoxicity, chemical and mechanical properties. *J Oral Biol Craniofac Res*. 2019 Sep 9;(3):201-207. doi: 10.1016/j.jobcr.2019.04.003. Epub 2019 Apr 17. PMID: 31110936; PMCID: PMC6510974.

Siamos G, Winkler S, Boberick KG. Relationship between implant preload and screw loosening on implant-supported prostheses. *J Oral Implantol*. 2002;28(2):67-73. doi: 10.1563/1548-1336. PMID: 12498448.

Stüker RA, Teixeira ER, Beck JCP, Costa NP da. Preload and torque removal evaluation of three different abutment screws for single standing implant restorations. *J Appl Oral Sci*. 2008 Jan 16;(1):55-58. doi: <https://doi.org/10.1590/S1678-77572008000100011>

Suárez-López Del Amo F, Lin GH, Monje A, Galindo-Moreno P, Wang HL. Influence of soft tissue thickness on peri-implant marginal bone loss: a systematic review and meta-analysis. *J Periodontol*. 2016;87(6):690-99. doi:10.1902/jop.2016.150571

Wennerberg A, Albrektsson T. Current challenges in successful rehabilitation with oral implants. *J Oral Rehabil*. 2011;38(4):286-94. doi: 10.1111/j.1365-2842.2010.02170.x. Epub 2010 Oct 25. PMID: 20969613.

Winkler S, Ring K, Ring JD, Boberick KG. Implant screw mechanics and the settling effect: overview. *J Oral Implantol*. 2003;29(5):242-5. doi: 10.1563/1548-1336. PMID: 14620687.

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. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*. 2017 Jun 1;(75):297-304. doi: 10.1016/j.msec.2016.11.041. Epub 2016 Nov 14. PMID: 28415466.

Yu X, Qin Y, Wang CB, Yang YQ, Ma XC. Effects of nanocrystalline silver incorporation on sliding tribological properties of Ag-containing diamond-like carbon films in multi-ion beam assisted deposition. *Vacuum*. 2013 Jul 1;(89):82-85. <https://doi.org/10.1016/j.vacuum.2011.11.007>

Zhao L, Chu PK, Zhang Y, Wu Z. Antibacterial coatings on titanium implants. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2009 Oct;91(1):470-80. doi: 10.1002/jbm.b.31463. PMID: 19637369.