



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

RAFAELA CRISTIANE CANAVEZI

**RETORQUE DE PARAFUSOS DE PILARES PROTÉTICOS COM
RECOBRIMENTO DE CARBONO TIPO DIAMANTE: uma análise de
manutenção do torque após fadiga mecânica**

2015

RAFAELA CRISTIANE CANAVEZI

**RETORQUE DE PARAFUSOS DE PILARES PROTÉTICOS COM
RECOBRIMENTO DE CARBONO TIPO DIAMANTE:
uma análise da manutenção do torque após fadiga mecânica**

Dissertação apresentada ao curso de Odontologia do Instituto de Ciência e Tecnologia, UNESP – Univ Estadual Paulista, Campus de São José dos Campos, como parte dos requisitos para obtenção do título de MESTRE, pelo Programa de Pós-Graduação em ODONTOLOGIA RESTAURADORA, Área de Prótese.

Orientador: Prof. Adj. Lafayette Nogueira Júnior

São José dos Campos

2015

BANCA EXAMINADORA

Prof. Adj. Lafayette Nogueira Júnior (Orientador)

Instituto de Ciência e Tecnologia
UNESP – Univ Estadual Paulista
Campus de São José dos Campos

Prof. Adj. Tarcísio José Arruda de Paes Junior

Instituto de Ciência e Tecnologia
UNESP – Univ Estadual Paulista
Campus de São José dos Campos

Prof. Dr. Argemiro Soares da Silva Sobrinho

Instituto Tecnológico de Aeronáutica
Campus de São José dos Campos

São José dos Campos, 10 de dezembro de 2015.

DEDICATÓRIA

Gostaria de dedicar essa dissertação...

Primeiramente, à **Deus** e a minha **família**, porque são a base de tudo que sou e renovam a cada momento minha força e disposição pra seguir meu caminho.

“In memoriam” minha tia **Fátima** que foi minha segunda mãe e uma das pessoas que mais influenciaram em tudo na minha vida, tanto na minha educação, na minha personalidade quanto na minha perspectiva de que caminho percorrer e como fazê-lo.

À minha mãe, **Rosângela**, pela determinação e luta na minha formação e dos meus irmãos, e pelo exemplo de força, independência e amor.

Aos meus irmãos, **Flávio** e **Felipe**, que são pessoas que amo muito e que sempre me fazem sorrir até nos momentos mais difíceis e que são meu porto seguro.

Aos meus tios **Ângela**, **Arlindo**, **José**, **Silvia** e **Silvio** principalmente por existirem na minha vida, porque sem vocês não seria nem metade do que me tornei hoje, agradeço pelo carinho e pelos momentos em família que são tão especiais pra mim.

As minhas primas **Fernanda**, **Bianca** e **Mariana** que são minhas melhores amigas e irmãs de coração, que estão presentes em todos os momentos, sejam eles bons ou ruins.

Especialmente as minhas amigas **Ana Carolina Valim**, **Patrícia Kimie**, **Flávia Teixeira** e **Gabriela Mendes** por todos os anos de companheirismo, risadas, conselhos e aprendizados, que sempre foram muito importantes para que eu me mantivesse bem durante os tempos mais difíceis.

AGRADECIMENTOS

Ao Instituto de Ciência e Tecnologia de São José dos Campos da Universidade Estadual Paulista, na pessoa do diretor **Prof. Dr. Tit. Estevão Tomomitsu Kimpara** e da vice-diretora **Prof. Dra. Rebeca Di Nicoló**.

Ao Programa de Pós-graduação em Odontologia Restauradora, na pessoa da coordenadora **Prof.Dr.Alexandre Luiz Souto Borges** e do coordenador da especialidade Prótese Dentária **Prof. Tit. Marco Antônio Bottino**.

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (**CAPES**) pela concessão da bolsa durante o Mestrado.

Ao meu orientador **Prof.Adj.Lafayette Nogueira Junior** que eu considero uma pessoa da minha família, que em esses dois anos de mestrado aprendi a gostar muito e que tenho como um exemplo de grande profissional e grande pessoa. Agradeço aos momentos que fui até sua sala e não tirou minhas dúvidas só em questão ao trabalho, mas também dúvidas de que caminho seguir na vida.

Aos Laboratórios de Pesquisa Materiais Odontológicos e Prótese (ICTUNESP); Plasma e Processos (ITA); Nanotecnologia e Processos a Plasma 6 (Univap); Física de Superfícies (UNICAMP -Campinas); Associado de Sensores e Materiais (INPE).

Aos técnicos de laboratório **Thaís**, por estar sempre pronta a ajudar, e ao **Marcos** “in memoriam” por fazer o laboratório andar, que estava sempre disposto a nos ajudar, inclusive em horas fora do seu expediente. Além de técnico de laboratório, era um grande amigo e alegrava os dias no laboratório.

Queria agradecer especialmente a **Viviane Maria Gonçalves de Figueiredo** que foi a pessoa que mais me ajudou com tudo no mestrado. Obrigada pela amizade e paciência.

A minha melhor amiga **Ana Carolina Valim**, que é uma das pessoas que mais me conhece e que me dá muito suporte em todos os momentos.

As meninas companheiras de república do primeiro ano de mestrado **Paty**, **Flávia** e **Gabi** e agora as meninas que moram comigo nesse segundo ano **Nathália** e **Fernanda**, obrigada pela amizade, pelas risadas e companheirismo.

A turma de pós-graduação que entrou comigo **Leandro Santis** (que além de ter sido minha dupla de clínica, é um grande amigo que está sempre disposto a

ouvir e ajudar), **Nayara Barchetta** (uma das pessoas mais meigas que conheço, obrigada pela amizade e as risadas no laboratório), **Ana Flávia Reis** (que a companhia gera sempre muitas risadas e que tornou essa passagem pelo mestrado bem mais leve, muito obrigada pelas conversas e conselhos), **Tabata Sato** (pessoa muito focada e inteligente, obrigada por me salvar sempre nos prazos e formulários, tenho muito orgulho de você e espero que tenha um futuro muito brilhante), **Pollyanna Nogueira** (sempre muito prestativa e solícita) e **Regina Furbino** (nossa “mãezona”, admiro muito a maneira como gosta de pesquisa e do que faz).

Aos amigos da pós-graduação **Marina Amaral, Gabriela Ramos, Lígia, Júlio, Carol Martinelli, Anna Karina, Alecssandro, Sarina, Sâmia, Fernanda Papaiz, Aline Lins, Vinícius, Ronaldo, Lilian, Ana Carolina, Rodrigo Diniz, Eliseo, Larissa, Aline Barcellos, Gabriela Nishioka, Dominique, Jéssica, Aline, Amanda e João Paulo.**

Ao **Carlos Guedes** e à **Michele**, pela eficiência, disponibilidade, sempre dispostos a ajudar.

À secretaria da pós-graduação, **Rose, Bruno e Ivan**, pela competência e dedicação.

A todos os funcionários da UNESP, em especial **Fernando, Marco e Lilian** pela assistência, disponibilidade e amizade.

*“Há um tempo em que é
preciso abandonar as roupas
usadas, que já tem a forma
do nosso corpo, e esquecer
os nossos caminhos, que
nos levam sempre aos
mesmos lugares.”*

Fernando Pessoa

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	17
2 REVISÃO DE LITERATURA	19
2.1 Fatores mecânicos de insucesso de prótese sobre implante.....	19
2.2 Tratamento de superfície de parafusos protéticos.....	22
2.3 Retorque de parafusos protéticos	30
3 PROPOSIÇÃO	33
4 MATERIAL E MÉTODOS	34
4.1 Materiais utilizados.....	34
4.2 Método.....	35
4.3 Análise estatística.....	44
5 RESULTADOS	46
5.1 Manutenção de torque.....	46
5.2 Alterações das roscas dos parafusos.....	47
5.3 Adaptação Marginal.....	53
6 DISCUSSÃO.....	58
7 CONCLUSÃO.....	63
8 REFERÊNCIAS.....	64
APÊNDICE.....	75

LISTA DE FIGURAS

Figura 1- Esquema para explicar a dinâmica da junta parafusada. A) O torque possui uma relação diretamente proporcional a pré-carga gerada; B) O coeficiente de atrito do parafuso protético apresenta uma relação inversamente proporcional à pré-carga esta dinâmica promove o relaxamento ou sedimentação das roscas (<i>Settling Effect</i>); C) A velocidade de torque é inversamente proporcional ao coeficiente de atrito, assim o aumento da primeira promove a ligeira elevação da pré-carga	25
Figura 2- Implante posicionado sobre o poliuretano, com 3 mm de roscas expostas e o <i>abutment</i> /pilar protético posicionado	36
Figura 3- Coroa experimental metálica, segundo Binon (1996)	38
Figura 4- Amostra do estudo (bloco com implante + coroa + parafuso)	39
Figura 5- Cálculo amostral.....	40
Figura 6- A) Torquímetro digital; B) Aplicação de torque/destorque com espécime posicionado numa morsa	41
Figura 7- Ensaio de fadiga mecânica com aplicação de carga excêntrica	42

Figura 8- A) Espécimes seccionados no eixo longitudinal em cortadeira; B) Implante+Pilar+Parafuso seccionados (HE) e (HI), respectivamente	43
Figura 9- Delineamento experimental do estudo.....	44
Figura 10- Gráficos de dispersão dos dados em relação a linha normal	45
Figura 11- Parafuso do grupo HE-CON, A) Danos nas roscas, destacando duas regiões deste parafuso, imagem com 50x; B e C) Inúmeros danos (setas) foram observados nas roscas do parafuso protético, aumento 170x.....	49
Figura 12- Parafuso do grupo HI-CON, A) Danos nas roscas, destacando duas regiões deste parafuso, imagem com 50x; B) Nesta imagem percebe-se o amassamento (setas) das rosca, aumento 170x, e C) Danos (setas) observados nas rosas do parafuso protético, aumento 170x.....	49
Figura 13- Parafuso do grupo HE-CONF, A) Danos nas roscas, destacando duas regiões deste parafuso, imagem com 50x; B e C) Observa-se danos em praticamente todas as roscas (setas), aumento 170x.....	50
Figura 14- Parafuso do grupo HI-CONF. A) Danos nas roscas, destacando duas regiões deste parafuso, imagem com 50x; B e C) Observa-se danos em praticamente todas as roscas (setas), bem como uma superfície menos rugosa comparada aos grupos HE-COM e HI-COM, aumento 170x	50

Figura 15- Parafuso do grupo HE-DLCF, A) Parafuso revestido com DLC, apresenta pequenos e poucos danos nas roscas e mais regiões com destacamento do filme, imagem com 50x; B e C) Pequenos danos (setas-vermelhas) e regiões com remoção do revestimento (setas-amarelas) no parafuso; aumento 170x..... 51

Figura 16- Parafuso do grupo HI-DLCF, A) Parafuso revestido com DLC, apresenta uma coloração mais escura e há presença de danos nas roscas, destacando duas regiões deste parafuso, imagem com 50x; B e C) Observa-se alguns danos (setas- vermelhas) e a remoção do revestimento (setas-amarelas) em algumas regiões do parafuso; aumento 170x..... 51

Figura 17- Parafuso do grupo HE-CD-DLCF, A) Parafuso revestido com CD-DLC, apresenta uma superfície com pequenos grânulos, duas regiões são destacadas, imagem com 50x; B) O parafuso não apresentou danos, mas sim a remoção de uma camada do revestimento, porém não expôs o titânio (seta-azul), aumento 170x e C) A região mais apical do parafuso apresenta grânulos distribuídos pela superfície, não há danos nem remoção do filme; aumento 170x..... 52

Figura 18- Parafuso do grupo HI-CD-DLCF, A) Parafuso revestido com CD-DLC, apresenta uma superfície com pequenos grânulos, duas regiões são destacadas, imagem com 50x; B e C) O parafuso não apresentou danos, aumento 170x..... 52

Figura 19- Grupo HE-CON, (a) e (b) Observa-se a adaptação do parafuso ao implante, aumento 50x; c) Verifica-se "gap" entre o implante e o parafuso, num intervalo de 12,59 a 16,21 μm , aumento 700x	53
Figura 20- Grupo HI-CON, (a) e (b) Observa-se a adaptação do parafuso ao implante, aumento 50x; c) Verifica-se melhor adaptação e "gap" entre o implante e o parafuso num intervalo de 2,08 a 2,94 μm , aumento 700x.....	54
Figura 21- Grupo HE-CONF, (a) e (b) Observa-se a adaptação do parafuso ao implante, aumento 50x; c) Verifica-se "gap" entre o implante e o parafuso num intervalo de 29,10 a 31,15 μm , aumento 700x.....	54
Figura 22- Grupo HI-CONF, (a) e (b) Observa-se a adaptação do parafuso ao implante, aumento 50x; c) Verifica-se "gap" entre o implante e o parafuso num intervalo de 18,55 a 19,78 μm , aumento 700x.....	55
Figura 23- Grupo HE-DLCF, (a) e (b) Observa-se a adaptação do parafuso ao implante, aumento 50x; c) Verifica-se um elevado intervalo de desadaptação entre o implante e o parafuso; 18,48 a 80,33 μm , aumento 700x.....	55
Figura 24- Grupo HI-DLCF, (a) e (b) Observa-se a adaptação do parafuso ao implante, aumento 50x; c) Verifica-se a desadaptação entre o implante e o parafuso num intervalo de 10,86 a 15,04 μm , aumento 700x.....	56

Figura 25- Grupo HE-CD-DLCF, (a) e (b) Observa-se a adaptação do parafuso ao implante, aumento 50x; c) Verifica-se a desadaptação entre o implante e o parafuso num intervalo de 23,56 a 28,74 μm . aumento 700x.....	56
Figura 26- Grupo HI-CD-DLCF, (a) e (b) Observa-se a adaptação do parafuso ao implante, aumento 50x; c) Verifica-se um ínfimo "gap" de desadaptação entre o implante e o parafuso, num intervalo de 2,66 a 3,35 μm , aumento 700x.....	57
Figura 27- Grupo HI-DLCF, Mostra o contato do filme de DLC (setas) com o implante, aumento 700x.....	57

LISTA DE QUADROS E TABELAS

Quadro 1- Descrição de estudos que abordam tratamento de superfície do parafuso protético.....	23
Quadro 2- Nome comercial, material, fabricante e composição dos materiais usados neste estudo.....	34
Quadro 3 - Análises qualitativas realizadas nos filmes de DLC e CD-DLC. (Lepesqueur, 2014).....	37
Tabela 1- Valor crítico para a estatística do teste de Komolgorov-Smirnov (KS) para cada grupo experimental.....	45
Tabela 2- Grupos experimentais, média, desvio padrão, coeficiente de variação e valores de manutenção do torque em porcentagem (%) máximo e mínimo.....	46
Tabela 3- Análise estatística do ANOVA -2 Fatores.....	47
Tabela 4 - Valores de torque reverso (%) e média da manutenção de torque das amostras de cada grupo experimental em estudo.....	75

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

° C	= Graus Celsius
CD-DLC	= Carbono tipo Diamante dopado com partículas nanométricas de diamante
C ₆ H ₁₄	= Hexano
cm	= Centímetros
DLC	= <i>Diamond Like Carbon</i> (Carbono tipo Diamante)
g/cm ³	= Grama por centímetro cúbico
GPa	= Gigapascal
h	= Hora
HE	= Hexágono externo
HI	= Hexágono interno
Hz	= Hertz
KS	= Teste de Komolgorov-Smirnov
Lc	= Carga crítica
LFD	= Live Fiber Detector
MEV	= Microscópio Eletrônico de Varredura
min	= Minuto
mm	= Milímetro
µm	= Micrômetros
N	= Newton / Número total de amostras
N	= Número de amostras por grupo
Ncm	= Newton centímetro
PECVD	= <i>Plasma Enhanced Chemical Vapour Deposition</i> (Deposição Química a Vapor Assistida por Plasma)

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

RESUMO

Esta pesquisa se propôs verificar a manutenção do torque, após fadiga mecânica, de parafusos de pilares protéticos com recobrimento de carbono tipo diamante (DLC) e com dopagem de diamantes (CD-DLC) submetidos ao retorque, em conexões hexagonais externa (HE) e interna (HI). Implantes HE e HI e diferentes tratamentos do parafuso protético foram alocados em grupos experimentais ($n = 5$): sem tratamento e não submetidos a fadiga (HE-CON) (HI-CON); sem tratamento fadigados (HE-CONF) (HI-CONF); com DLC fadigado (HE-DLCF) (HI-DLCF) e com CD-DLC fadigados (HE-CD-DLCF) (HI-CD-DLCF). Os recobrimentos de DLC e CD-DLC foram depositados a plasma pelo método PECVD. As amostras (implante + parafusos + coroa metálica), que já haviam sido expostas a 1 milhão de ciclos de fadiga, foram retorquoadas com torquímetro digital, com o torque recomendado pelo fabricante 30 N (HE) e 20 N (HI), e submetidos novamente a 1 milhão de ciclos mecânicos. Ao término da fadiga, os parafusos foram destorquoados para verificar a manutenção do torque. Parafusos de cada grupo experimental foram selecionados para observação em MEV. A análise estatística foi realizada pelo teste Anova 2- Fatores ($\alpha = 0,05$). Não houve interação entre os fatores em estudo ($p = 0,765$); o tratamento dos parafusos ($p = 0,638$) e o tipo de conexão ($p = 0,615$) não apresentaram diferença estatística. Alterações como danos nas roscas do parafuso e remoção do filme foram observados entre os grupos experimentais. Os grupos com revestimento apresentaram pouco ou nenhum dano nas roscas dos parafusos. O revestimento de DLC e CD-DLC parece não ter interferido na adaptação do parafuso ao implante. Parafusos protéticos recobertos com DLC e CD-DLC, após o retorque, não elevaram a manutenção do torque.

Palavras-chave: Implante Dentário. Prótese Dentária. Torque.

Canavezi RC. Retorque of abutments screws with coating of diamond-like carbon: analysis of the torque maintenance after mechanical fatigue [dissertation]. São José dos Campos (SP): Institute of Science and Technology, UNESP - Univ Estadual Paulista; 2015.

ABSTRACT

The study analyzed the torque maintain of the screw abutments, with coating of diamond-like carbon (DLC) and doping of diamond (CD-DLC), submitted the retorque in external hexagonal (EH) and internal (IH) connections; after mechanical fatigue. HE and HI implants and different treatments of the abutments screws were divided into experimental groups ($n = 5$): untreated and not subjected to fatigue (EH-CON) (IH-CON); fatigued untreatment (EH-CONF) (IH-CONF); fatigued with DLC (EH-DLCF) (IH-DLCF) and fatigued with CD-DLC (EH-CD-DLCF) (IH-CD-DLCF). The DLC and CD-DLC coating was deposited by plasma, PECVD method. Samples (Implant + abutment screw + metal crown), which had been exposed to 1 million fatigue cycles were retorqued, digital torque wrench, to the torque recommended by the manufacturer 30 N (HE) and 20 N (HI), and submitted again to 1 million cycles mechanics. At the end of fatigue, the screws were destorqued to check the maintenance of torque. Screws from each experimental group were selected for observation by SEM. Statistical analysis was performed by ANOVA 2 Factors test ($\alpha = 0.05$). There was no interaction among the factors studied ($p = 0.765$); the treatment of screws ($p = 0.638$) and the connection type ($p = 0.615$) showed no statistical difference. The microscopy images showed damage the threads and covering the presence of HI connections. Changes such as damage on the screws threads and film removal were observed among the experimental groups. The coating groups showed little or no damage on the screws threads. The DLC and CD-DLC coating did not interfere in the screw adaptation on the implant. Abutments screw coating with DLC and CD-DLC, after retorque, no raised torque maintenance.

Keywords: Dental Implants. Dental Prosthesis. Torque.

1 INTRODUÇÃO

Implantes dentais osseointegrados, como meio de transmissão de força ao osso alveolar em próteses dentárias são amplamente utilizados para reabilitar pacientes parcial ou totalmente desdentados, e vêm apresentando altas taxas de sucesso, bom prognóstico e boa aceitação pelos pacientes (Ueda et al., 2004; Moraes et al., 2005; Vasconcellos et al., 2005; Wennerberg, Albrektsson, 2011; Johansson, Ekfeldt, 2003).

A magnetude de forças oclusais funcionais ou parafuncionais e/ou ação de forças internas (pré-carga) sobre as próteses implantossuportadas podem levar ao fracasso das mesmas (Schwarz, 2000; Eskitascioglu et al., 2004). Devido estas forças sobrecarregarem os parafusos de retenção do pilar, apresentando maior tendência ao desengate das roscas, diminuindo a pré-carga e provocando o afrouxamento do parafuso (Martin et al., 2001). Os insucessos se dão principalmente em restaurações unitárias, por atuarem isoladamente na distribuição das cargas oclusais durante a função mastigatória (Stüker et al., 2008; Assunção et al., 2012; Cardoso et al., 2012). Sendo assim, o afrouxamento de parafusos de pilares protéticos e a fratura dos componentes protéticos são as principais falhas mecânicas relatadas pela literatura envolvendo prótese sobre implante (Winkler et al., 2003; Tsuge, Hagiwara, 2009).

Na tentativa de diminuir o coeficiente de atrito, melhorar as propriedades tribológicas (estudo da *fricção, desgaste e lubrificação durante o contato de superfícies sólidas*) e aumentar a pré-carga do parafuso, tem sido proposto a utilização de métodos de lubrificação seca desses; através do crescimento a plasma de filmes de carbono tipo

diamante (diamond-like-carbon - DLC), revestimento com ouro e à base de nitreto (Assunção et al., 2012; Kim SK et al., 2005; Byrne et al., 2006). A utilização de revestimentos com DLC e CD-DLC (Carbono tipo diamante dopado com diamante) em conexões hexagonais internas e externas não demonstrou o aumento na manutenção do torque, porém promoveu a mínima ou ausência de danos nas roscas dos parafusos, comparado aos parafusos não tratados (Lepesqueur et al., 2015).

Visando aplicar e consagrar a utilização de parafusos revestidos com DLC na Odontologia, ainda se necessita de novas abordagens in vitro como observar a possibilidade de retorque desses parafusos; em decorrência que após o ensaio de fadiga mecânica praticamente não houve danos a estrutura do parafuso, segundo (Lepesqueur et al., 2015). Bem como seria clinicamente viável a reutilização do mesmo parafuso pelo cirurgião-dentista após uma possível soltura do mesmo.

Poucos estudos abordaram o retorque de parafusos protéticos na literatura (Farina et al., 2012). Assim este estudo se propõe a observar os valores de manutenção do torque, após o retorque de parafusos revestidos com DLC e CD-DLC, em conexões hexagonais externa (HE) e interna (HI).

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Fatores mecânicos de insucesso de próteses sobre implantes

A estabilidade da interface osso-implante é necessária para a evolução clínica a longo prazo da reabilitação implantossuportada. Os fracassos de próteses sobre implante estão relacionados principalmente a fatores biomecânicos; micromovimentações e vibrações decorrentes de forças oclusais (Misch, 2006; Balik et al., 2012; Messias et al., 2015). Microgaps e propriedades mecânicas são importantes para o comportamento a longo prazo dos implantes dentários e estes aspectos devem ser conhecidos pelos implantodontistas (Gil et al., 2014).

As complicações das próteses sobre implantes se apresentam em níveis biológicos e mecânicos (Scarano et al., 2011; Assenza et al., 2005). Quanto aos primeiros, pode-se citar a falha na osseointegração e a periimplantite, tais quais são resultados de insucessos durante a cicatrização e neoformação óssea, e a contaminação microbiana da área periimplantar, respectivamente. A periimplantite ocorre pela má higiene oral, acúmulo de placa e/ou formação de tártaro ou devido ao micro-espaço (*gap*) existente na junção do *abutment*/pilar e o implante (Esposito et al., 1998; Gil et al., 2014).

A nível de complicações mecânicas destaca-se o afrouxamento e fratura do parafuso protético, fratura do *abutment*, perda de retenção e/ou de cimentação da coroa e fratura do implante (Nergiz et al., 2004; Misch, 2006). O afrouxamento do parafuso é a causa mecânica mais comum associada ao insucesso das próteses sobre implantes (Binon, 2000). A adaptação entre *abutment* e implante e cargas parafunções/oblíquas também interferem na resistência da junta parafusada, de acordo com Albrektsson et al. (1986); e segundo Duarte et al. (2013) o fator corrosão pode interferir nessa problemática.

As falhas ou fracassos na interface parafusada ocorrem

em dois momentos, sendo o primeiro resultante da carga funcional que atua sobre esta interface ao longo do tempo; e em segundo, se dá pelas cargas oclusais parafuncionais que excedem o limite da resistência do parafuso, resultando em vibrações e micromovimentações, por fim o afrouxamento e fratura do parafuso protético. (Bickford, 1981; Balik et al., 2012; Xia et al., 2014; Messias et al., 2015; Torcato et al., 2015). As cargas oblíquas concentram tensões ao redor do implante no osso cortical, produzem tensões de tração no lado oposto à direção da carga oclusal, com módulo de 3 a 4 vezes maior que as tensões axiais (Torcato et al., 2015). E os desajuste implante-pilar aumentam o estresse mecânico sobre a estrutura da conexão e tecido ósseo circundante. Esta condição pode causar perda de pré-carga e/ou fratura do parafuso protético, mas também problemas biológicos em tecidos peri- implantares (Meleo et al., 2012).

O afrouxamento do parafuso protético é o indicador mais comum de carga oclusal excessiva, segundo (Assenza et al., 2005); no entanto o avanço desta sobrecarga mecânica pode vir a acarretar a fratura dos componentes protéticos, do parafuso e do próprio implante. Além dos problemas mecânicos, o sistema biológico também é afetado, ocasionando perimplantites e perda da osseointegração (Sakaguchi, Borgersen, 1995; Gil et al., 2014).

Ao longo de 10 anos, um estudo clínico com prótese fixa unitária e do tipo ponte sobre implante apresentou taxa de falha de 4,5% e taxa de sobrevivência de 95,5%; as complicações mais frequentes foram chipping da cerâmica de cobertura (20,31%), seguido de afrouxamento do parafuso (2,57%) e perda de retenção (2,06%) (Wittneben et al., 2014). Após 24 meses de observação de 71 pacientes reabilitados com próteses sobre implantes unitárias, verificou-se 2,2% foram perdidos, 10,9% das próteses sofreram afrouxamento do parafuso e 1,1% de fratura de cerâmica de cobertura (Montero et al., 2012). Uma revisão sistemática avaliou a taxa de sucesso e sobrevivência de próteses sobre implantes com cantilever, durante publicações em 5 anos e

observou que a ocorrência de complicações como fratura e afrouxamento do parafuso protético foram estimados em 1,6% e 7,9%, respectivamente (Romeo, Storelli, 2012). Scarano et al. (2011) observou diversas injúrias nas roscas de parafusos que sofreram afrouxamento em meio oral. Estudo clínico retrospectivo de 5 anos verificou afrouxamento de parafuso em 3,4% dos casos de prótese sobre implante avaliados (Gokcen-Rohlig et al., 2009).

O tipo de conexão, material de confecção do abutment e modalidade de prótese são fatores que também interferem na estabilidade da junta parafusada, no entanto ainda não são considerados fator de insucesso, pois não há estudos clínicos que avaliem e comprovem tal fato. Porém se faz necessário, principalmente, abordar como o tipo de conexão interfere na biomecânica da prótese sobre implante. As conexões externas, internas e cônicas possuem diferentes características mecânicas, biológicas e estéticas (Goiato et al., 2015).

Gonçalves et al. (2010) investigou o afrouxamento de parafusos protéticos em 44 pacientes, observou que houve incidência de afrouxamento em 84% dos casos reabilitados com a conexão de hexágono externo. A literatura demonstra que as conexões hexagonais externas (HE) geram maiores tensões ao longo do implante, promovendo maiores deformações, que as conexões hexagonais internas (HI), assim a última possui uma situação biomecânica mais favorável para o desempenho protético (Torcato et al., 2015; Balik et al., 2012; Tsouknidas et al., 2015). A conexão interna (HI) apresenta um micro- espaço menor do que a conexão externa (HE), bem como uma melhor distribuição de tensão, favorecendo ao comportamento de fadiga mecânica (Gil et al., 2014). Um estudo de fadiga acelerada observou que próteses unitárias cimentadas em conexões externas e internas apresentaram falhas no parafuso protético para a primeira conexão, e fratura do implante e parafuso para a segunda. Fratura do *abutment* foi observada em próteses parafusadas de ambas conexões (Freitas et al., 2011).

Pilares de titânio e zircônia submetidos a tensões não-

fisiológicas demonstraram que a resistência à fratura foi mais elevada nos pilares de titânio que em pilares de zircônia. O modo de falha apresentou fratura do parafuso e deformação plástica do hexágono dos pilares em titânio; enquanto que os pilares em zircônia tiveram fratura do parafuso e do próprio pilar (Apicella et al., 2011). Quanto a pré-carga, pilares de zircônia demonstram perda de pré-carga, após carregamento mecânico, em comparação a pilares de titânio e ouro (Butignon et al., 2013).

Na tentativa de minimizar ou controlar o afrouxamento, novos designers de implantes e tratamentos da superfície do pilar e parafuso são testados (Binon, 2000; Ozkir, Terzioglu, 2012).

2.2 Tratamento de superfície de parafusos protéticos

Tratamento de superfície principalmente do parafuso protético tem sido uma opção para tentar solucionar a problemática do afrouxamento, assim diversas opções de tratamento foram propostas na literatura (Quadro 1).

Quadro 1- Descrição de estudos que abordam tratamento de superfície do parafuso protético

Estudos	Tratamento de Superfície	Objetivo	Método
Kim et al. (2005)	Recobrimento com DLC	Manutenção do torque	Torque e Destorque Ciclagem Mecânica
Stuker et al. (2008)	Revestimento de ouro, e titânio com superfície tratada	Pré-carga	Extensometria
Park et al. (2010)	Recobrimento de carboneto de carbono tungstênio	Manutenção do torque	Torque e Destorque Ciclagem Mecânica
Spazzin et al. (2010)	Revestimento de ouro	Torque de Remoção (Reaperto)	Torque e Destorque
Assunção et al. (2012)	Revestimento de ouro, DLC e nitreto	Manutenção do torque	Torque e Destorque
Basílio et al. (2012)	Recobrimento com DLC dopado com tungstênio	Manutenção do torque	Torque e Destorque Ciclagem Mecânica
Diez et al. (2012)	Recobrimento com DLC (Parafusos comerciais)	Manutenção do torque	Torque e Destorque Ciclagem Mecânica
Farina et al. (2012)	Revestimento de ouro	Torque de Remoção (Retorque)	Torque e Destorque Ciclagem Mecânica
Anchieta et al. (2014)	Revestimento com Silício	Confiabilidade do parafudo	Ensaio de vida acelerado
Farina et al. (2014)	Revestimento de ouro	Torque de Remoção (Reaperto)	Torque e Destorque Ciclagem Mecânica
Lepesqueur (2014)	Recobrimento com DLC e CD-DLC	Manutenção do torque	Torque e Destorque Ciclagem Mecânica
Coelho (2014)	Recobrimento com DLC e DLC dopado com prata (Ag-DLC)	Manutenção do torque	Torque e Destorque Ciclagem Mecânica
Bulagi et al. (2015a)	Parafusos com diferentes coeficientes de atrito; superfície fina, regular e áspera	Pré-carga (Reaperto)	Elemento Finito
Hirata et al. (2015)	Recobrimento com DLC	Confiabilidade do parafudo	Ensaio de vida acelerado

O principal objetivo do recobrimento do parafuso protético é promover a estabilidade da junção parafusada e a manutenção do torque, evitando complicações mecânicas. Elevar o torque, pré-carga e a resistência a fratura desses parafusos é almejado por alguns estudos, mas antes de conhecê-los se faz preciso compreender os conceitos de torque e pré-carga.

Torque ou momento da força é definido como uma força aplicada sobre um objeto que o submete a uma torção ou rotação. Já a pré-carga é 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 ocorrer deformação plástica ou fratura. E é avaliada pelo alongamento ou fratura do parafuso, que pode ser mensurado pela extensimetria elétrica, resistência a fratura e elemento finito (Patterson, Johns, 1992; Binon et al., 1996).

Diversas relações são estabelecidas por meio destes conceitos, ao longo do tempo a aplicação de tensões mastigatórias faz com que ocorra o efeito de relaxamento/sedimentação (*Settling Effect*) da junta parafusda, ou seja, a perda da pré-carga, segundo (Khraisat et al., 2004); assim as pesquisas atuam a fim de impedir a queda da pré-carga e evitar o afrouxamento do parafuso protético. Esta grandeza está relacionada a composição do material, coeficiente de atrito, desinger do pilar e parafuso (cabeça, diâmetro e espiras), superfície do parafuso, módulo e velocidade do torque aplicado. Quanto maior o torque aplicado maior a pré-carga, desde que seja respeitado os limites de resistência flexural do parafusos e biológicas do osso/implante (McGlumphy et al., 1998; Tan, Nicholls, 2002; Khraisat et al., 2004b; Bulagi et al., 2015a, 2015b). (Figura 1)

A superfície e a composição do material do parafuso protético promovem mudanças do coeficiente de atrito; tendo o valor deste como inversamente proporcional ao valor da pré-carga (Bulagi et al., 2015a). O elevado coeficiente de atrito impede uma união satisfatória da

junta parafusada, favorece ao relaxamento ou efeito sedimentação das roscas e interfere na distribuição de tensão sobre o osso/implante (Bulagi et al., 2015a). A ação lubrificante sobre a junta parafusada gera a redução do coeficiente de atrito, em comparação a ação seca, assim favorece a manutenção da pré-carga (Jorn et al., 2014). A velocidade de aplicação do torque interfere na ação do coeficiente de atrito, ou seja, o aumento da velocidade de apertamento reduz a resistência de atrito - diminui o coeficiente de atrito, e assim a pré-carga é mantida sobre a junta parafusada (Bulagi et al., 2015b). (Figura 1)

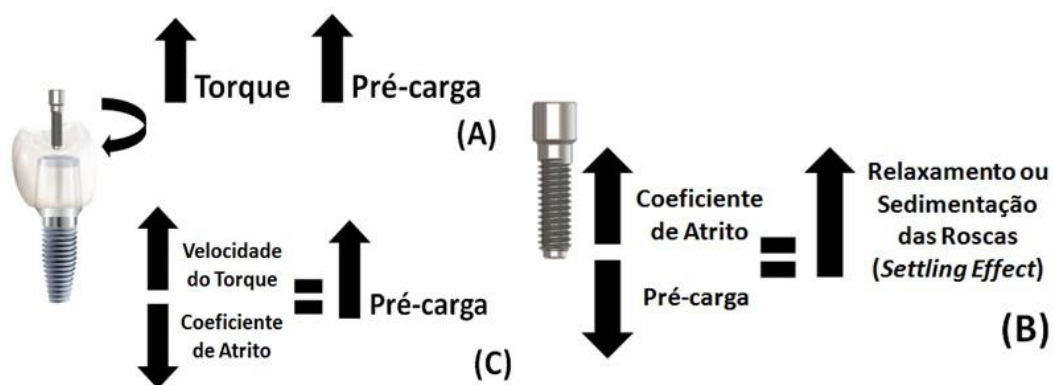


Figura 1- Esquema para explicar a dinâmica da junta parafusada. A) O torque possui uma relação diretamente proporcional a pré-carga gerada; B) O coeficiente de atrito do parafuso protético apresenta uma relação inversamente proporcional à pré-carga esta dinâmica promove o relaxamento ou sedimentação das roscas (*Settling Effect*); C) A velocidade de torque é inversamente proporcional ao coeficiente de atrito, assim o aumento da primeira promove a ligeira elevação da pré-carga.

Entretanto deve-se buscar o torque ideal para o parafuso protético, pois o uso de um valor de torque insuficiente ou abaixo do esperado pode promover a diminuição do torque de desaperto e um desempenho mecânico desfavorável do conjunto implante/pilar/parafusos (Xia et al., 2014). Bem como torques excessivos podem resultar na deformação nas roscas do parafuso, e promover o afrouxamento do mesmo (Siamos et al., 2002).

Um problema fundamental em compreender a dinâmica do afrouxamento de parafuso é a falta de conhecimento de todo o processo de aperto e reaperto (Bulagi et al., 2015a). A literatura confunde estas definições, às vezes cita que mensurou a pré-carga, porém os resultados encontrados são de torque de remoção ou manutenção do torque; devido a tal uma leitura crítica deve ser realizada dos artigos referentes a esta temática para não ocorrer essa troca de conceitos pelo leitor.

Kim SK et al. (2005) verificou que após a ciclagem mecânica, de implantes de conexão hexagonal externa, os parafusos revestidos com DLC foram estatisticamente mais resistentes ao afrouxamento que os parafusos sem recobrimento. Assim o recobrimento de DLC em parafusos protéticos pode evitar o efeito de afrouxamento.

Stuker et al. (2008) avaliaram a pré-carga, por extensimetria elétrica, e os valores de torque de remoção de três diferentes tipos de parafusos protéticos, ouro, titânio e titânio com superfície tratada, em implantes de conexão hexagonal externa. Os parafusos de ouro obtiveram a maior pré-carga, seguido do parafuso de titânio com tratamento de superfície e o de liga de titânio convencional. Entretanto o parafuso de titânio apresentou os maiores valores de torque de remoção, seguido pelo parafuso de ouro e o parafuso com a superfície tratada.

Park et al. (2010) comparou-se a manutenção de torque, após a ciclagem mecânica, em parafusos revestido de carboneto de carbono tungstênio com parafusos de liga de titânio para três diferentes sistemas de conexão de implantes (hexágono externa, conexão cônica interna de 8°, conexão cônica interna de 11°). Após o carregamento, os parafusos tratados apresentaram maior manutenção de torque. Neste estudo, os parafusos revestidos obtiveram uma pré-carga maior que os não revestidos em todas as três conexões testadas.

Spazzin et al. (2010) avaliou a influência do reaperto de parafusos de titânio e liga aurea sobre o torque de remoção, após 24 hs,

em próteses múltiplas com diferentes níveis de ajuste. Duas técnicas de aperto foram avaliadas: torque inicial e torque inicial e reaperto, após 10 min. Observou-se que os parafusos de titânio apresentaram diferença significativa para o reaperto nas condições com desadaptação protética. Já os parafusos de liga áurea, o fator reaperto e ajuste não apresentaram influência sobre o torque de remoção.

Assunção et al. (2012) observaram a manutenção do torque em parafusos com diferentes revestimentos ouro, DLC e nitreto, por meio da mensuração do torque inicial e o destorque, foi utilizado os valores de torque e destorque, em implante de conexões hexagonais externas. Concluiu-se que os parafusos revestidos por DLC apresentaram melhor manutenção do torque que os demais parafusos revestidos, porém os parafusos de titânio sem revestimento obtiveram o melhor desempenho na manutenção de torque final.

Basílio et al. (2012) avaliaram o afrouxamento, após ciclagem mecânica de parafusos protéticos revestidos com filme de DLC dopado com tungstênio em pilares de zircônia; sobre implante de conexões hexagonais externas. Assim não houve diferença quanto a manutenção do torque entre parafusos tratados e convencionais, após o carregamento.

Diez et al. (2012) observou o afrouxamento de parafusos revestidos por DLC (comercial) após o carregamento mecânico e a área de interface entre implante e pilar em conexões hexagonais externa e interna. Assim verificou que áreas de interface implante-pilar em grupos com uma conexão externas eram maiores do que aqueles em grupos com um conexão interna, independentemente do tipo de parafusos utilizados; vale salientar que os grupos com parafusos de DLC a interface diminuiu após o carregamento. Após o carregamento, os valores de torque reverso, para todos os grupos, foram inferiores ao torque inicial. Porém, nenhuma correlação entre a área de interface implante-pilar e o valor de afrouxamento do parafuso foi visto.

Farina et al. (2012) buscou verificar o torque de remoção

ou afrouxamento de parafusos de titânio e ligas áureas, em próteses múltiplas a partir do retorque desses parafusos em diferentes tempos de simulação mastigatória. Foi mensurado o torque de afrouxamento em tempos de simulação de fadiga diferente, 6 meses de uso, retorque, mais 6 meses de uso; e 1 ano de uso. A estabilidade dos parafusos de titânio foi maior do que a dos parafusos de ouro após 6 meses de simulação; enquanto que após 1 ano de simulação os parafusos de titânio foram menos estáveis em relação aos de liga áurea.

Anchieta et al. (2014) realizou um ensaio de fadiga acelerado, a fim de verificar a confiabilidade de parafusos revestidos com sílica, em implantes com conexão hexagonal externa. Constatou-se que a confiabilidade foi mais elevada para os grupos com o parafuso revestido do que com o parafuso sem revestimento; bem como os modos de falha diferiram. Observou-se fratura e flexão do parafuso, juntamente com fratura do pilar ou mesmo fratura do implante, para grupos sem revestimento; enquanto que os grupos com parafusos revestidos verificou-se fratura do parafuso juntamente com o pilar, ou seja, um cenário de fratura mais brando e possível de ser reabilitado em seguida.

Farina et al. (2014) observou a influência do retorque, após 10 min, em parafusos de titânio e ligas áureas, em próteses múltiplas com diferentes graus de desajuste, por meio de 1 ano de simulação em fadiga. Os resultados obtidos foram que a aplicação do retorque promove maior estabilidade, independente do nível de ajuste ou material do parafuso, porém eleva os valores de torque de remoção para ambos parafusos testados.

Lepesqueur et al. (2015) avaliou o efeito do crescimento a plasma de filmes experimentais de carbono tipo diamante com e sem dopagem de diamante sobre parafusos de pilares protéticos, na manutenção do torque após ciclagem mecânica: em conexões hexagonais externas e internas. O recobrimento dos parafusos com DLC e CD-DLC não elevaram os valores de manutenção de torque em implantes de conexões externa e interna. Um dos resultados que nos

chama atenção neste estudo foi a mínima ou ausência de danos as roscas dos parafusos tratados comparado aos parafusos não tratados, para conexões hexagonais externas e internas.

Coelho (2014) avaliou o efeito da aplicação de filmes de DLC e DLC dopado com prata (Ag-DLC), no torque reverso dos pilares protéticos com angulação de 8° e 11° em implantes de conexão cônica, submetidos à ciclagem mecânica. Bem como analisou a adaptação do pilar e de suas roscas em relação ao implante e a deformação gerada nas roscas dos pilares e nas roscas internas dos implantes. Todos os grupos mostraram redução nos valores de torque reverso. O grupo DLC-8° foi o único a apresentar ganho nos valores médios de torque reverso. As análises de Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV) verificaram que a adaptação do cone dos pilares no interior dos implantes parece ter sido afetada pela deposição dos filmes. As roscas dos pilares sofreram pouca ou nenhuma alteração estrutural após o ensaio de fadiga mecânica.

Bulaqi et al. (2015a) verificou a pré-carga, o efeito do coeficiente de atrito e sedimentação das roscas por meio de sequências de aperto, relaxamento, reaperto e relaxamento pelo método de elemento finito, em parafusos protéticos com diferentes superfícies (fina, regular e áspera). Os resultados obtidos foram que pré-carga obtida na superfície com maior coeficiente de atrito foi mais baixa que nas superfícies fina e regular; assim como a sedimentação das roscas foi mais elevada nas superfícies com coeficiente de atrito mais elevado. Após o retorque ocorreu um aumento da pré-carga, manutenção do torque e diminuição do efeito de sedimentação em todos os parafusos, independentes do tratamento de superfície.

Hirata et al. (2015) verificou a confiabilidade de parafusos e pilares recobertos com DLC, por meio de um ensaio de vida acelerada, em implantes de conexão hexagonal externa. Os achados apontaram que o módulo de Weibull foi mais elevado nos grupos com revestimento de pilar ou parafuso ou ambos; a fratura do parafuso

protético foi a falha mais frequente entre todos os grupos.

Filmes de carbono tipo diamante (Diamond-like-carbon - DLC) têm apresentado elevado potencial de bioatividade, assim tem atraído a atenção da comunidade científica pelas excelentes propriedades químicas, mecânicas e biológicas. Apresentam baixo coeficiente de atrito, elevados valores de dureza, que favorece a resistência ao desgaste, segundo Yate et al. (2015), bem como na proteção e lubrificação do titânio em parafusos protéticos (Kim SK et al., 2005). A utilização desses filmes ocorre pelo titânio e suas ligas apresentarem-se como materiais de elevado coeficiente de atrito e baixa durabilidade, sujeitos a falhas mecânicas de resistência à fadiga, principalmente por não serem efetivamente lubrificadas (Wu et al., 2000).

Assim o DLC na Odontologia principalmente aplicado em pesquisas de prótese sobre implante, na tentativa de aumentar a pré-carga e diminuir o afrouxamento do parafuso protético ou promover estabilidade da junta parafusada e elevar a longevidade destas próteses, ou mesmo na infiltração bacteriana sobre a interface pilar e implante (Kim SK et al., 2005; Assunção et al., 2012; Basílio et al., 2012; Diez et al., 2012; Corazza et al., 2014; Lepesqueur et al., 2015; Coelho, 2014; Hirata et al., 2015; Cardoso et al., 2015). Bem como, a dopagem do DLC com diamante ou prata pode influenciar nos resultados adquiridos e potencializar o efeito do revestimento (Coelho, 2014; Cardoso et al., 2015; Lepesqueur et al., 2015). Poucos são os estudos que utilizam filme de DLC, neste há o revestimento do pilar ou parafuso a fim de mensurar a confiabilidade da junta parafusada, manutenção do torque, torque de remoção e pré-carga.

2.3 Retorque de parafusos protéticos

Para abordar o tema de retorque de parafusos

protéticos, realizou-se uma busca no site Pubmed.gov.br com os termos-chaves *retightening of screw* e *retorque of screw*, e obteve-se vinte e dois e três publicações, respectivamente. Embora sejam dois termos semelhantes, porém acredita-se haver uma tênue diferença entre os mesmos. O reaperto é observado como uma condição para impedir o efeito de sedimentação das roscas e aumentar a pré-carga dos parafusos, por meio da aplicação do torque recomendado, para um determinado parafuso protético, após o torque inicial (Siamos et al., 2002; Bulagi et al., 2015a). Já o retorque é proposto após o afrouxamento do parafuso protético, o qual sofreu carregamento oclusal, é uma tentativa de resgatar este parafuso e reutilizá-lo em função (Farina et al., 2012).

Porém nem todos os autores aplicam esta diferenciação, e utilizam o termo retorque quando se realiza um reaperto e vice-versa; o que torna a leitura e compreensão dos resultados confusa. Tanto que dos três estudos de reaperto encontrados no site de busca, apenas um trata-se realmente de retorque; no entanto as técnicas de reaperto e retorque estão tornando-se populares nas práticas clínicas.

Os ciclos de reaperto elevam o valor da pré-carga remanescente no parafuso protético e remover as irregularidades na superfície do parafuso, diminuir o coeficiente de atrito, o que favorece ao alcance de uma pré-carga mais elevada (Bulagi et al., 2015a; Barbosa et al., 2011). Siamos et al. (2002) e Kim SK et al. (2011) afirmam que o reaperto após 10 min do torque inicial beneficia a estabilidade implante/pilar e diminui o afrouxamento do parafuso; e o mesmo deve ser aplicado em próteses sobre implante múltiplas (Spazzin et al., 2010). O reaperto garante a fixação dos componentes, sendo maior em conexões hexagonais internas que externas (Kim SK et al., 2011). No entanto, este procedimento reduz progressivamente os valores de torque de remoção, de acordo com a sequência de reaperto e intervalo de tempo adotada (Farina et al., 2014; Barbosa et al., 2011; Cardoso et al., 2012). Bem como não apresentaram influência no afrouxamento de parafusos de liga áurea (Spazzin et al., 2010).

De acordo com Montero et al. (2012) os parafusos protéticos que sofrem o afrouxamento em função mastigatória, após o retorque essa união parafusada permanece estável. O retorque de parafusos protéticos após o carregamento oclusal promove a diminuição do torque de remoção em parafusos de titânio e ligas áureas, porém promove a estabilidade da junta parafusada de próteses múltiplas passivas ou com certo grau de desajuste vertical, e devem ser aplicado rotineiramente na prática clínica (Farina et al., 2012).

A temática retorque de parafusos protético é pouco abordada pela comunidade científica, no entanto pesquisas são necessárias a fim de observar se o retorque é possível e eficaz. Caso apresente uma comprovação positiva gerará menos custo para os cirurgiões-dentistas que não irão necessitar sempre trocar o parafuso em caso de afrouxamento do mesmo, e ampliará a utilização de prótese parafusadas.

Devido escassez de estudos que abordem retorque e ausência destes em próteses unitárias e com parafusos revestidos com DLC, este estudo se faz importante a fim de conhecer o comportamento mecânico da junta parafusada, não só em valores numéricos de torque, mas também quanto a presença de danos e adaptação marginal dos mesmos.

3 PROPOSIÇÃO

Este estudo se propõe a verificar a manutenção do torque, após fadiga mecânica, de parafusos de pilares protéticos com recobrimento de carbono tipo diamante (DLC) e com dopagem de diamante (CD-DLC) submetidos ao retorque, em conexões hexagonais externa (HE) e interna (HI).

As hipóteses nulas a serem testadas são:

H01: A manutenção do torque nos parafusos tratados com nanofilme não apresentará valores superiores aos parafusos sem revestimento não fadigado;

H02: Conexões hexagonais internas não apresentarão maiores valores de manutenção do torque em relação as conexões hexagonais externas, entre os parafusos testados.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Material utilizado

Os materiais utilizados neste estudo estão disposto no Quadro 2.

Quadro 2- Nome comercial, material, fabricante e composição dos materiais usados neste estudo

Nome Comercial	Material	Fabricante	Composição
Implantes Conect Ar	Implantes de hexágono interno 4,0 x 13mm	Conexão Sistemas de Prótese, São Paulo, Brasil	Titânio comercialmente puro grau 4, norma ASTM F67
Implantes Master Grip	Implantes de hexágono externo 4,0 x 13mm	Conexão Sistemas de Prótese, São Paulo, Brasil	Titânio comercialmente puro grau 4, norma ASTM F67
Pilares de preparo (munhão)	Pilar preparável em titânio para implantes hexágono interno 3,75mm de diâmetro	Conexão Sistemas de Prótese, São Paulo, Brasil	Titânio comercialmente puro Grau 2, norma ASTM F67
Pilares de preparo (munhão)	Pilar preparável em titânio para implantes hexágono externo 3,75mm de diâmetro	Conexão Sistemas de Prótese, São Paulo, Brasil	Titânio comercialmente puro Grau 2, norma ASTM F67
Parafusos para pilares protéticos Conect Ar	Parafusos em titânio para implantes hexágono interno 3,75mm de diâmetro	Conexão Sistemas de Prótese, São Paulo, Brasil	Liga de titânio norma ASTM F- 136
Parafusos para pilares protéticos Master Grip	Parafusos em titânio para implantes hexágono externo 3,75mm de diâmetro	Conexão Sistemas de Prótese, São Paulo, Brasil	Liga de titânio norma ASTM F-136
Temp Bond NE	Cimento à base de óxido de zinco	Kavo – Kerr , Potsdam, Alemanha	Pasta Base:44g óxido de zinco, óleo mineral, leticina, amido de milho, pigmentos de óxido de ferro Pasta talizadora: 14g ácido poliorganos

4.2 Método

O Método a ser exposto, segue a mesma metodologia utilizada no estudo de Lepesqueur et al.(2015).

Confecção dos espécimes

Os implantes de ambas conexões haviam sido instalados em blocos de resina de poliuretano (22 x 15 mm - Poliuretano F16 com carga mineral RZ 30150-Axson, França - Módulo de elasticidade de 3,6 GPa). Fresados a uma inclinação de 90°, e tendo os implantes instalados com auxílio de uma catraca manual, estando o bloco preso a uma morsa de bancada. Foi utilizado o torque de 45 N para instalação dos implantes. Deixando exposto 3 mm das roscas do implante (ISO 14801). Já os pilares de preparo haviam sido padronizados com altura de 8 mm. (Figura 2).

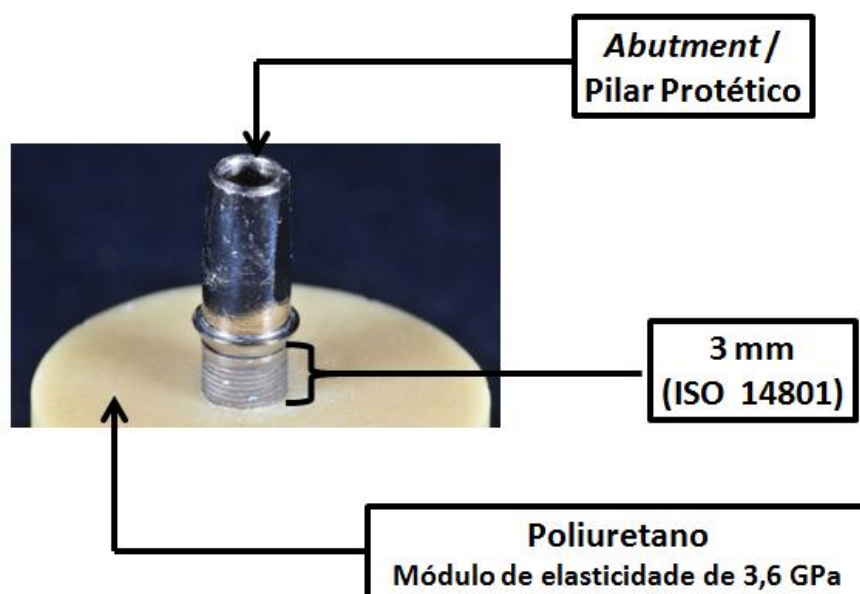


Figura 2- Implante posicionado sobre o poliuretano, com 3 mm de roscas expostas e o *abutment*/pilar protético posicionado.

4.2.1 Tratamento dos parafusos

Os parafusos foram tratados a plasma, pela técnica de deposição química a vapor assistida por plasma (PECVD). Obtendo revestimentos/filmes de DLC e CD-DLC, os gases precursores para a deposição dos filmes foram o hexano (C_6H_{14}) e o hexano com nano partículas de diamante, respectivamente. Neste processo de deposição os parafusos eram posicionados num porta amostra, que garantia o posicionamento dos mesmos durante a deposição (Lespesqueur et al., 2015). As características mecânicas apresentadas por tais revestimentos que são apresentadas no Quadro 3.

Quadro 3- Análises qualitativas realizadas nos filmes de DLC e CD-DLC.
(Lepesqueur, 2014)

Análises Qualitativas	Filme DLC	Filme CD-DLC
Carga crítica (L_c)	$27,82 \pm 0,27\text{N}$	$25,72 \pm 3,07333\text{N}$
Espessura dos filmes (μm)	$2,6 \pm 0,08\mu\text{m}$	$2,42 \pm 0,12\mu\text{m}$
Espectroscopia de espalhamento RAMAN (ID/IG)	$0,32 \pm 0,03$	$0,37 \pm 0,02$
Rugosidade dos filmes (nm)	$71,9 \pm 5,9\text{nm}$	$50,5 \pm 3,8\text{nm}$

4.2.2 Coroa experimental

Sobre os pilares de preparo foram confeccionadas coroas totais na forma tronco cônica, com diâmetro e altura oclusal de 8 mm e orifício de acesso ao parafuso (Binon, 1996), para aferição dos torques, que foram fundidas em liga de níquel cromo (Litecast B Will-Ceram/ USA). As coroas fundidas foram cimentadas com cimento provisório à base de óxido de zinco, a uma pressão de 500 g, mantidas por 10 min. (Figura 3)

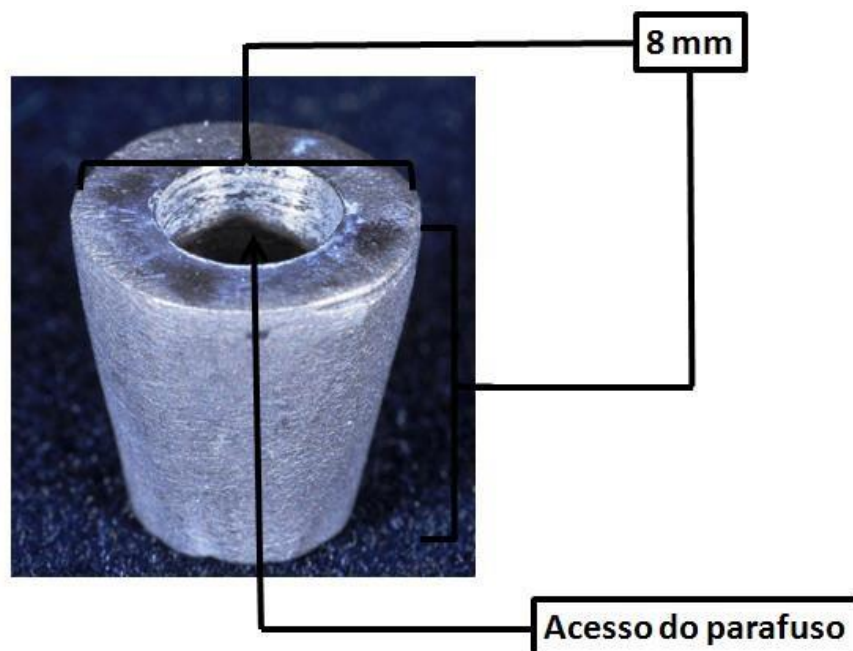


Figura 3- Coroa experimental metálica, segundo Binon (1996).

4.2.3 Amostras Fadigadas

As amostras utilizadas neste estudo (bloco com implante + coroa + parafuso) haviam sido fadigadas mecanicamente por 1 milhão de ciclos previamente durante o estudo de Lepasqueur et al. (2015) e submetidas ao destorque/torque reverso. Assim os mesmos parâmetros de fadiga foram utilizados para realizar o retorque destas amostras neste estudo. (Figura 4)



Figura 4- Amostra do estudo (bloco com implante + coroa + parafuso).

4.2.4 Grupos Experimentais e Amostra

Esta pesquisa apresenta os seguintes grupos experimentais:

- HE-CON: Os parafusos para pilar protético conexão HE não fadigados e sem tratamento;
- HE-CONF: Os parafusos para pilar protético conexão HE fadigados e sem tratamento;
- HE-DLC: Os parafusos para pilar protético conexão HE fadigados receberam tratamento com filme de carbono tipo diamante (DLC);
- HE-CD-DLC: Os parafusos para pilar protético conexão HE fadigados receberam tratamento com filme de carbono tipo diamante dopado com nanopartículas de diamante (CD-DLC);
- HI-CON: Os parafusos para pilar protético conexão HI

- não fadigados e sem tratamento;
- HI-CONF: Os parafusos para pilar protético conexão HI fadigados e sem tratamento;
 - HI-DLC: Os parafusos para pilar protético conexão HI fadigados receberam tratamento com filme de carbono tipo diamante (DLC);
 - HI-CD-DLC: Os parafusos para pilar protético conexão HI fadigados receberam tratamento com filme de carbono tipo diamante dopado com nanopartículas de diamante (CD-DLC).

Para os grupos HI-CON e HE-CON foram usados parafusos novos não fadigados. Cada grupo experimental apresentou 5 espécimes, o cálculo amostral foi realizado com base no desvio padrão do estudo de Lepesqueur et al. (2015), por meio de um software de estatística que foi utilizado para a análise dos dados (Minitab versão 16.1 para windows, Pensilvânia, EUA). (Figura 5)

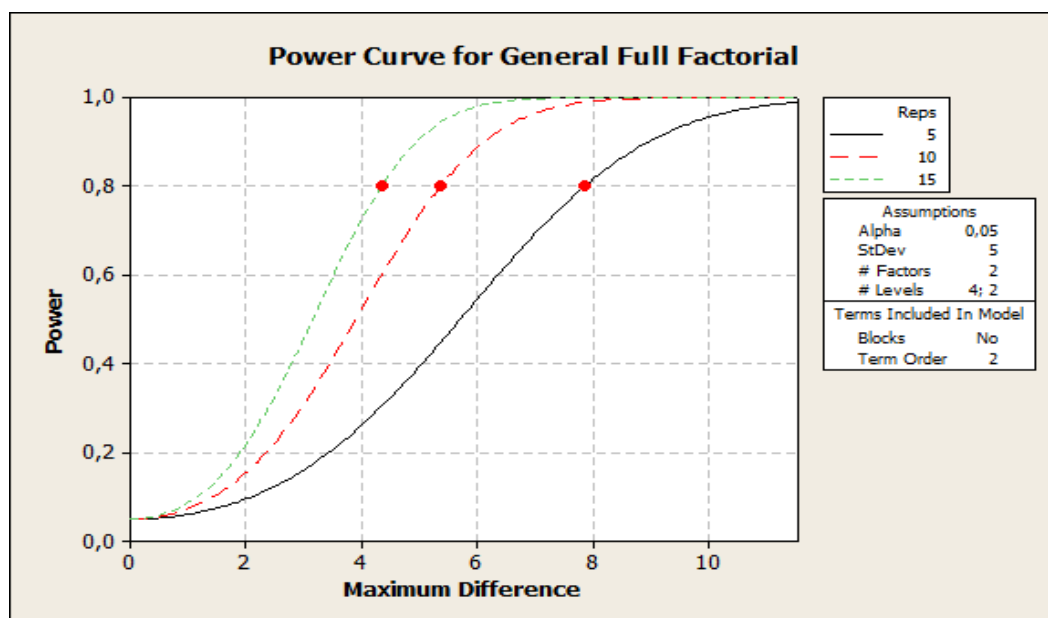


Figura 5- Cálculo amostral.

4.2.5 Retorque dos Parafusos

Os parafusos correspondentes a cada grupo experimental foram rosqueados por uma chave de torque hexagonal 1,2 mm e chave quadrada acoplada a um Torquímetro Digital Portátil TQ-680 (Instrutherm Instrumentos de Medição Ltda, São Paulo, Brasil). O retorque para todos os grupos foi o recomendado pelo fabricante 20 Ncm para conexão HI e 30 Ncm para conexão HE, foi aplicado lentamente por um único operador, por um Torquímetro Digital. Um reaperto em seguida, com o mesmo valor, foi realizado após 10 min, reduzindo a acomodação inicial entre as superfícies contactantes parafuso/implante (Siamos et al, 2002). (Figura 6)

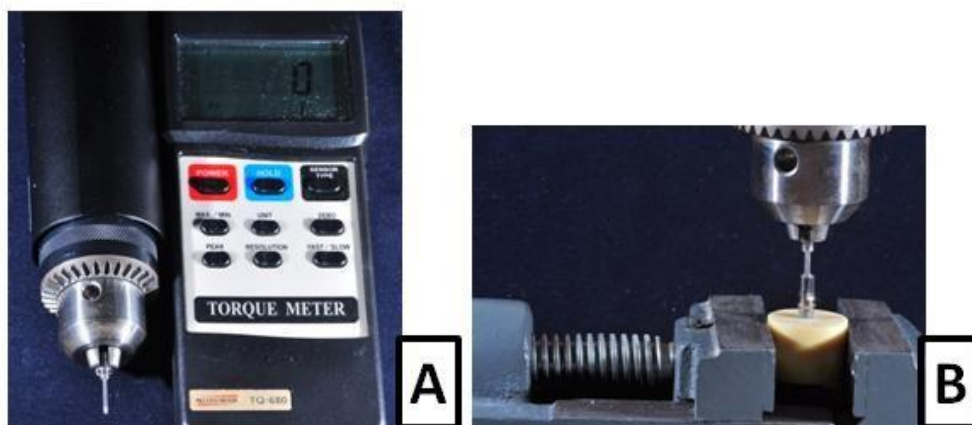


Figura 6- A)Torquímetro digital; B) Aplicação de torque/destorque com espécime posicionado numa morsa.

4.2.6 Ensaio de Fadiga

As amostras foram submetidas ao ensaio de fadiga mecânica (Simulador de Fadiga Mecânica ER-11000 Plus-ERIOS® Equipamentos Técnicos e Científicos Ltda, São Paulo, Brasil) aplicação de força média de 133 N a uma distância de 3 mm do centro do implante

(força excêntrica) com frequência de 4 Hz, totalizando um total de 1×10^6 ciclos, o que representa aproximadamente 12 meses (1 ano) de função simulada, a uma temperatura de $37 \pm 2 \text{ }^\circ\text{C}$ (Lee et al, 2002; Khraisat et al., 2004 a, 2004 b). (Figura 7)

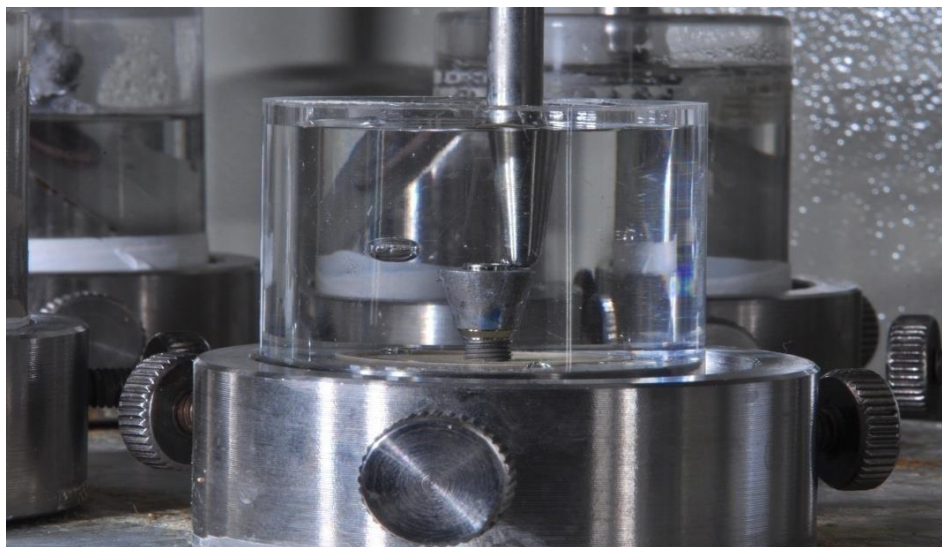


Figura 7- Ensaio de fadiga mecânica com aplicação de carga excêntrica.

Finalizado o ensaio mecânico, o parafuso do pilar foi submetido ao destorque/torque reverso, simulando um possível afrouxamento clínico da coroa sobre implante.

4.2.7 Manutenção do Torque

Calculou-se a quantidade de torque remanescente em cada união parafusada, sendo esta aferição realizada também pelo torquímetro digital. Os valores do torque reverso foram transformados em porcentagens relacionadas ao torque aplicado (retorque), dada pela seguinte equação:

$$\text{Torque reverso (\%)} = \frac{\text{Torque reverso pós-carregamento}}{\text{Torque aplicado}} \times 100$$

4.2.8 Análise Qualitativa

Parafusos de cada grupo foram selecionados para observação em microscópio eletrônico de varredura (MEV JEOL, model JSM-5310, Munich, Germany), para investigação de eventuais alterações na estrutura dos parafusos (roscas).

Bem como foi investigada a adaptação marginal pela mensuração do "gap" entre parafusos e implante por meio de microscopia eletrônica de varredura (MEV JEOL, model JSM-5310, Munich, Germany). Um espécime de cada grupo experimental foi seccionado em cortadeira (IsoMet 1000, Buehler Ltd., IL, USA) no eixo longitudinal, permitindo a observação da adaptação marginal do parafuso protético. (Figura 8)

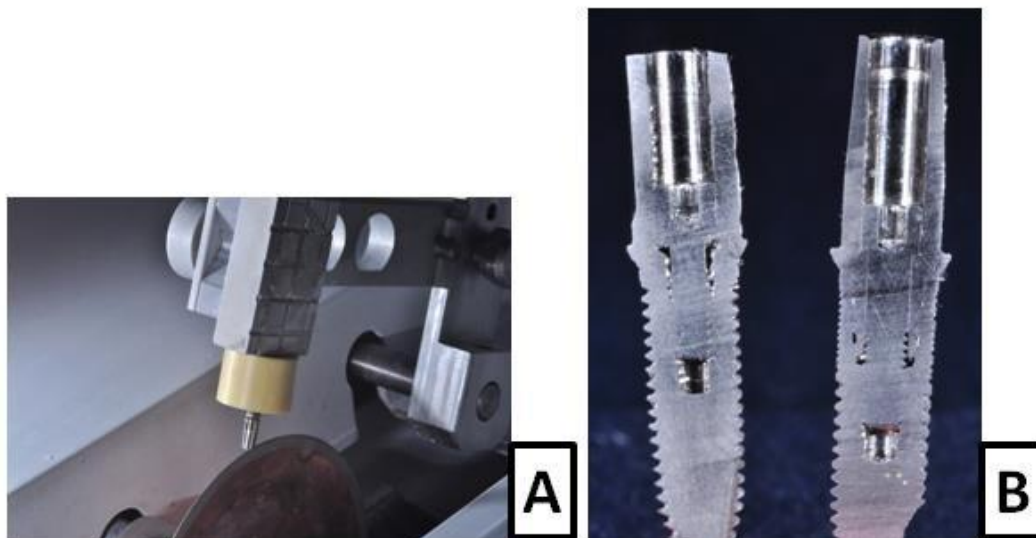


Figura 8- A) Espécimes seccionados no eixo longitudinal em cortadeira; B) Implante + Pilar + Parafuso seccionados (HE) e (HI), respectivamente.

A figura 9 apresenta o delineamento experimental desta pesquisa.

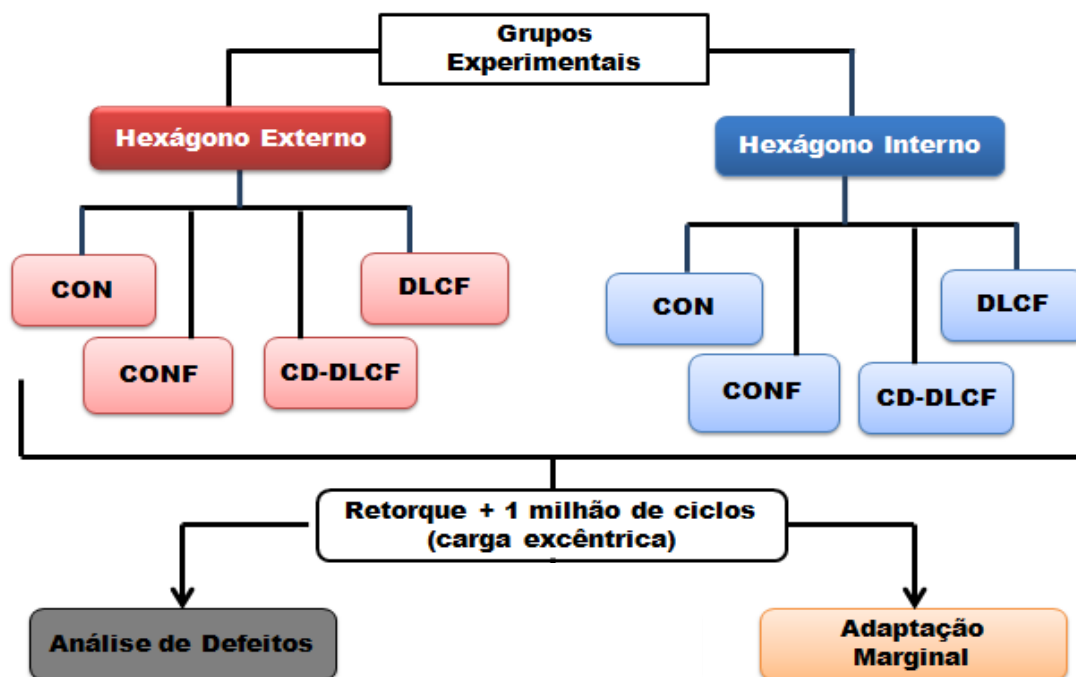


Figura 9- Delineamento experimental do estudo, os grupos HE/HI: CONF, DLCF, CD-DLCF previamente haviam sido submetidos a 1 milhão de ciclos mecânicos.

4.3 Análise Estatística

As médias de torque reverso (%) de cada grupo experimental do foram submetidas à análise estatística, pela análise de variância Anova 2 Fatores para conexões e os tratamentos dos parafusos de pilares protéticos, por meio de um software de estatística que foi utilizado para a análise dos dados (Minitab versão 16.1 para windows, Pensilvânia, EUA).

Quanto à normalidade dos dados, o valor crítico para a estatística do teste de Komolgorov-Smirnov (KS) para cada grupo experimental foi observada. Sendo que para aceitar a hipótese de normalidade, a um nível de significância de 0,05 e um $n = 5$, o valor crítico

deve ser $KS \leq 0,56$ (Tabela 1). Confirmando a possibilidade da utilização de uma análise estatística paramétrica para pesquisa, bem como pelo gráfico de dispersão dos dados (Figura 10).

Tabela 1- Valor crítico para a estatística do teste de Komolgorov-Smirnov (KS) para cada grupo experimental

Grupos	n	KS
HE-COM	5	0,15
HI-COM	5	0,22
HE-CONF	5	0,32
HI-CONF	5	0,23
HE-DLCF	5	0,22
HI-DLCF	5	0,30
HE-CD-DLCF	5	0,20
HI-CD-DLCF	5	0,19

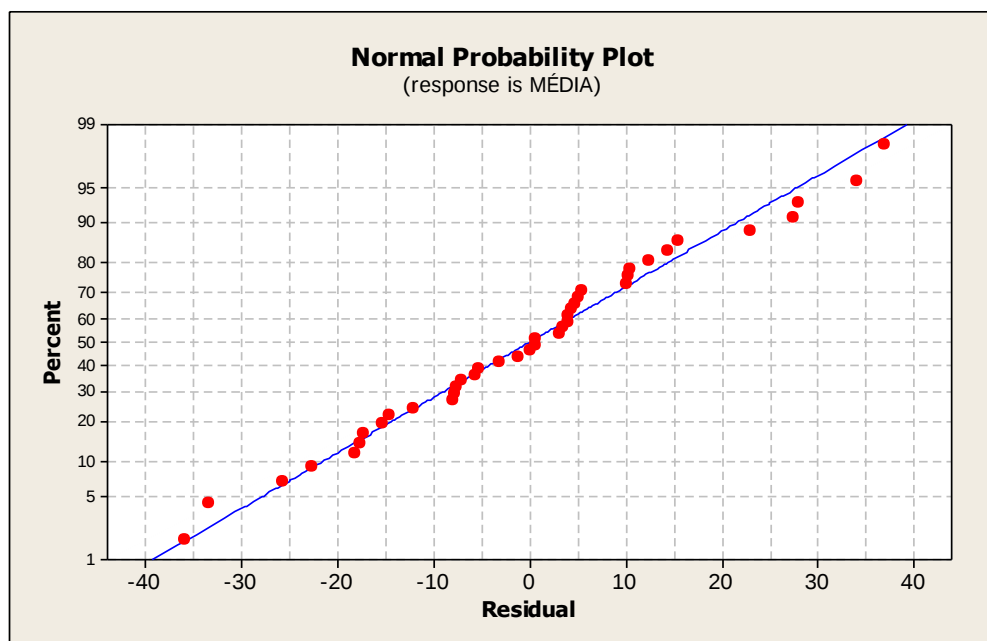


Figura 10- Gráficos de dispersão dos dados em relação a linha normal.

5 RESULTADOS

Os resultados deste estudo são apresentados em forma de tabelas, e figuras, a seguir.

5.1 Manutenção de torque

O grupo HI-CONF foi o que apresentou maior valor de manutenção do torque dentre os grupos testados, seguindo pelo HE-CD-DLCF e HI-CD-DLCF (Tabela 2). Estatisticamente não houve interação entre os fatores em estudo ($p = 0,765$), o tratamento do parafuso e a conexão. Assim como, o tratamento do parafuso protético ($p = 0,638$) e a conexão dos implantes ($p = 0,615$) não apresentaram significância estatística (Tabela 3). Bem como, tais achados repetiram-se entre apenas os grupos fadigados (Tabela 4)

Tabela 2- Grupos experimentais, média, desvio padrão, coeficiente de variação e valores de manutenção do torque em porcentagem (%) máximo e mínimo

Grupos	Média	Desvio Padrão	Coeficiente de Variação	Mínimo (%)	Máximo (%)
HE-CON	43,1	26,9	62,44	9,7	80,0
HI-CON	50,9	29,9	58,74	15,0	85,0
HE-CONF	49,32	13,37	27,11	26,66	61,76
HI-CONF	59,91	7,82	13,05	52,17	70,00
HE-DLCF	48,66	17,42	35,79	33,33	76,66
HI-DLCF	44,63	18,85	42,25	19,04	60,00
HE-CD-DLCF	55,62	4,53	8,14	48,48	60,00
HI-CD-DLCF	53,19	15,14	28,46	35,00	76,19

Tabela 3- Análise estatística do ANOVA -2 Fatores para todos os grupos fadigados

Fatores de Variação	Grau de Liberdade	Soma de Quadrados	Quadrado Médio	Estatística F	P
Tratamento do Parafuso	2	412,5	206,3	1,08	0,356
Conexão do Implante	1	14,2	14,2	0,07	0,788
Tratamento*Conexão	2	321,9	160,9	0,84	0,444
Error	24	4593,2	191,4		
Total	29	5341,8			

5.2 Alterações das roscas dos parafusos

As alterações ou danos nas roscas dos parafusos protéticos foram observadas em microscopia eletrônica de varredura, por meio de um detector LFD, devido o titânio ser um material com boa condutibilidade elétrica. As imagens de microscopia foram realizadas os aumentos de 50x e 170x e são apresentadas pelas figuras 11,12, 13, 14, 15, 16, 17 e 18.

Os parafusos dos grupos HE/HI-COM apresentaram inúmeros danos nas roscas dos parafusos, como também foi visível locais ou regiões em que havia alterações como "amassamento" nas roscas (Figura 11 e 12). Já nos grupos HE/HI-CONF, os danos nas roscas dos parafusos foram mais freqüentes que nos grupos anteriores, e praticamente todo o parafuso apresentava danos. Porém, visualmente as superfícies destes parafusos eram menos rugosas que as superfícies dos parafusos dos grupos anteriores, ou seja os danos dos grupos HE/HI-CON apresentavam maior proporção enquanto que os danos dos grupos HE/HI-CONF eram em maior número porém em menor proporção (Figura 13 e 14). Os grupos HE/HI-DLCF apresentam parafusos em maior valor

de cinza (mais escuro), o que caracteriza a presença do revestimento em comparação aos grupos que estes estiveram ausentes. Bem como é possível observar a redução de danos nas roscas em relação aos grupos sem filme, e alguns locais em que o filme foi removido (Figura 15 e 16). É nitidamente visível a remoção do DLC de algumas regiões dos parafusos, devido às mesmas apresentarem um baixo valor de cinza (mais claro), semelhante ao titânio. Os grupos HE/HI-CD-DLCF apresentaram grânulos distribuídos pelas superfícies dos parafusos e não se observou alterações (danos nas roscas) na estrutura dos parafusos (Figura 17 e 18).

Em relação à conexão, observam-se mais alterações nos parafusos de conexão hexagonal externa em comparação aos parafusos de conexão hexagonal interna, independente do tratamento de superfície do parafuso. Verificou-se elevada frequência de danos nas roscas dos grupos HE-CON/CONF/DLCF em relação aos grupos HI-CON/CONF/DLCF (Figura 11, 12, 13, 14, 15 e 16). Ocorreram mais regiões com titânio exposto, remoção do filme, no grupo HI-DLCF comparado ao grupo HE-DLCF (Figura 15 e 16). No grupo HE-CD-DLCF, a porção mais cervical do parafuso observou-se regiões de possível remoção da camada de revestimento, porém sem ocorrer à exposição do titânio; já o grupo HI- CD-DLCF apresenta regiões em que ocorreu a remoção do filme de CD-DLC. Para ambas conexões, a porção cervical do parafusos apresentava-se com menor número de grânulos distribuídos que a porção apical do parafuso, na qual concentrava-se o maior número de grânulos (Figura 17 e 18).

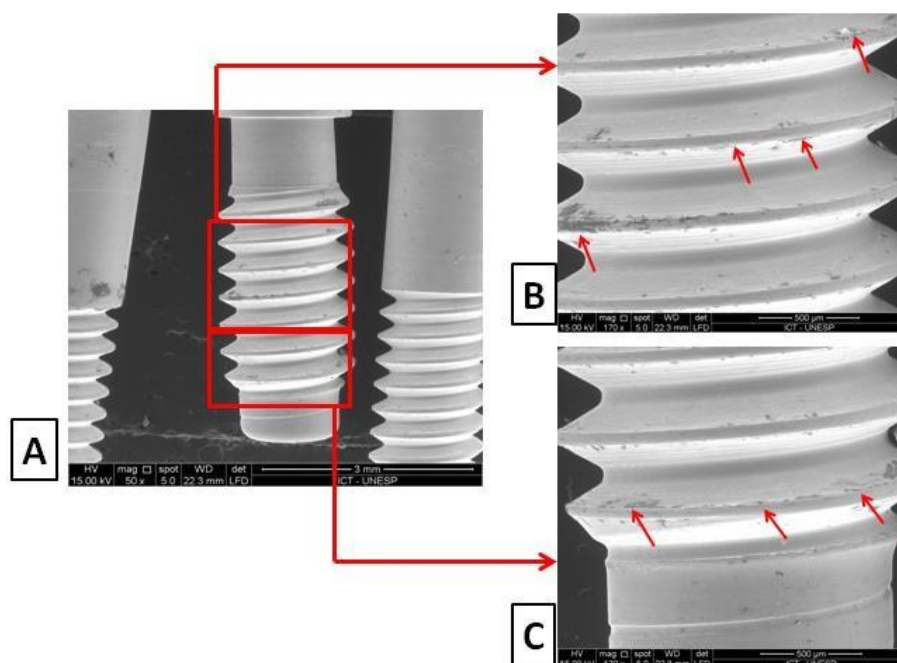


Figura 11- Parafuso do grupo HE-CON. A) Danos nas roscas, destacando duas regiões deste parafuso, imagem com 50x; B) e C) Inúmeros danos (setas) foram observados nas roscas do parafuso protético, aumento 170x

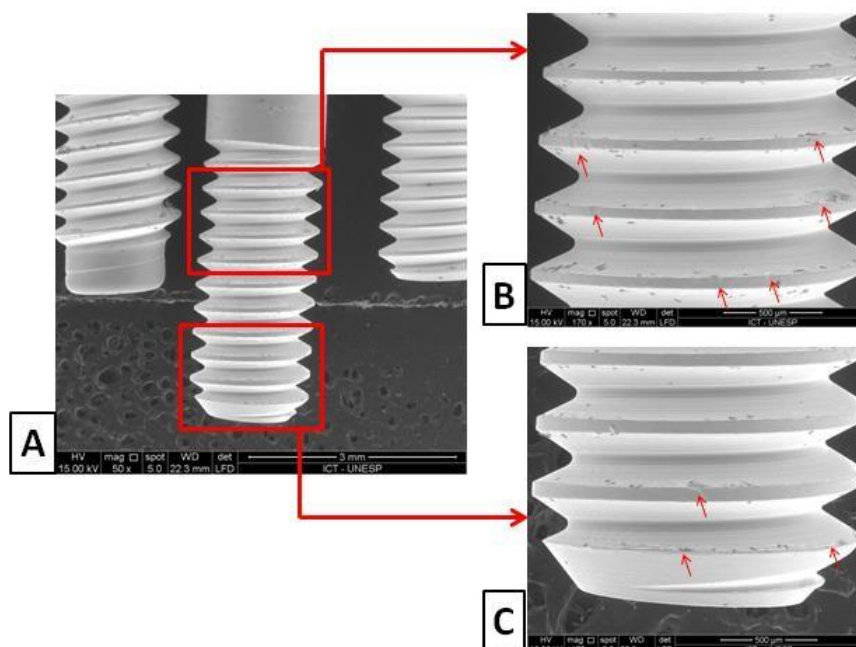


Figura 12- Parafuso do grupo HI-CON. A) Danos nas roscas, destacando duas regiões deste parafuso, imagem com 50x; B) Nesta imagem percebe-se o amassamento (setas) das rosca, aumento 170x, e C) Danos (setas) observados nas rosas do parafuso protético, aumento 170x.

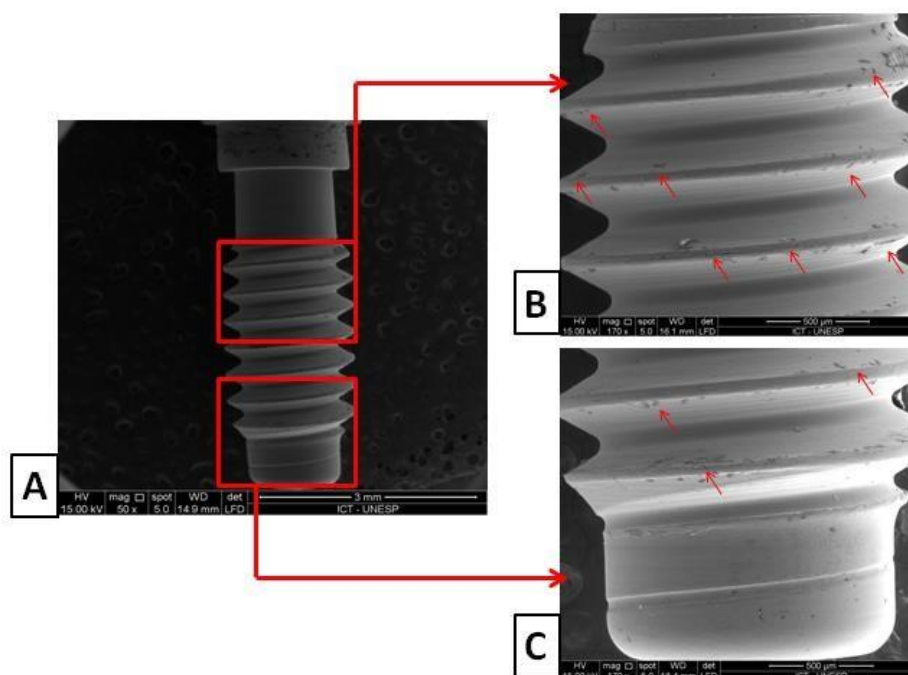


Figura 13- Parafuso do grupo HE-CONF. A) Danos nas roscas, destacando duas regiões deste parafuso, imagem com 50x; B) e C) Observa-se danos em praticamente todas as roscas (setas), aumento 170x.

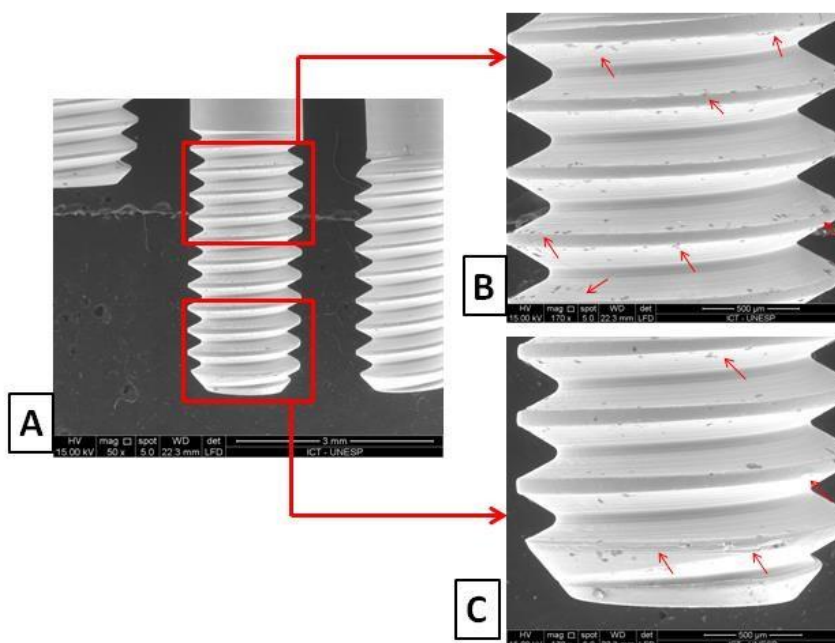


Figura 14- Parafuso do grupo HI-CONF. A) Danos nas roscas, destacando duas regiões deste parafuso, imagem com 50x; B) e C) Observa-se danos ao longo das roscas (setas), aumento 170x.

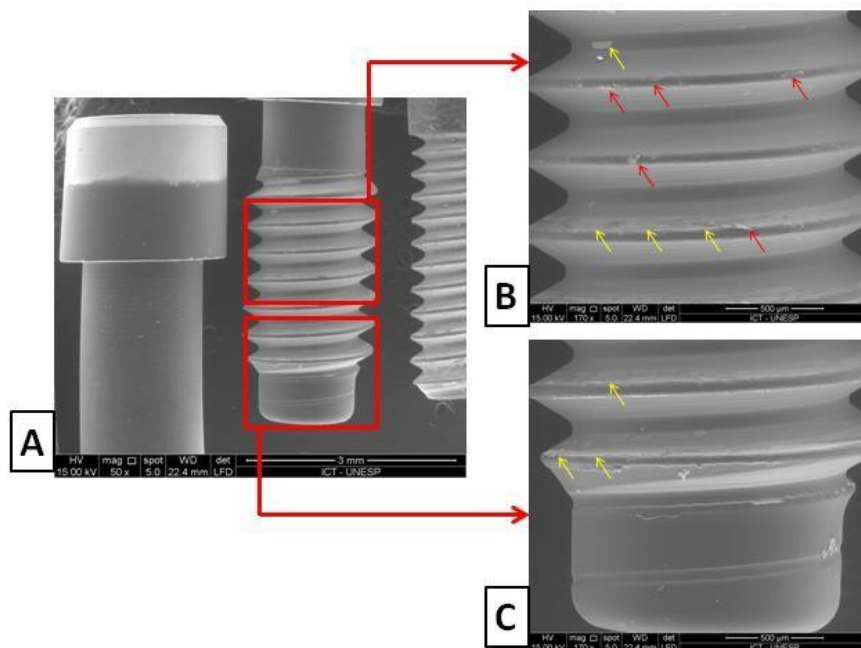


Figura 15- Parafuso do grupo HE-DLCF. A) Parafuso revestido com DLC, apresenta pequenos e poucos danos nas roscas e mais regiões com destacamento do filme, imagem com 50x; B) e C) Pequenos danos (setas-vermelhas) e regiões com remoção do revestimento (setas-amarelas) no parafuso; aumento 170x.

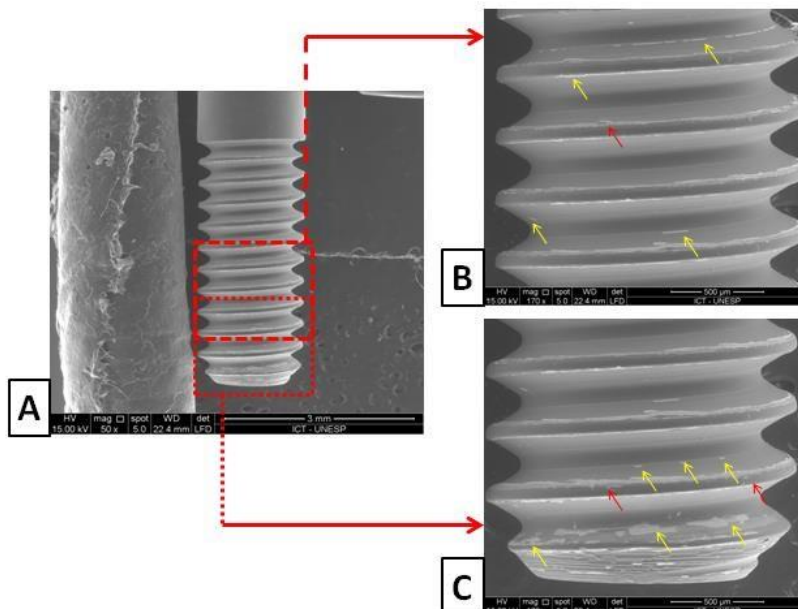


Figura 16- Parafuso do grupo HI-DLCF. A- Parafuso revestido com DLC, apresenta uma coloração mais escura e há presença de danos nas roscas, destacando duas regiões deste parafuso, imagem com 50x; B e C- Observa-se alguns danos (setas-vermelhas) e a remoção do revestimento (setas-amarelas) em algumas regiões do parafuso; aumento 170x.

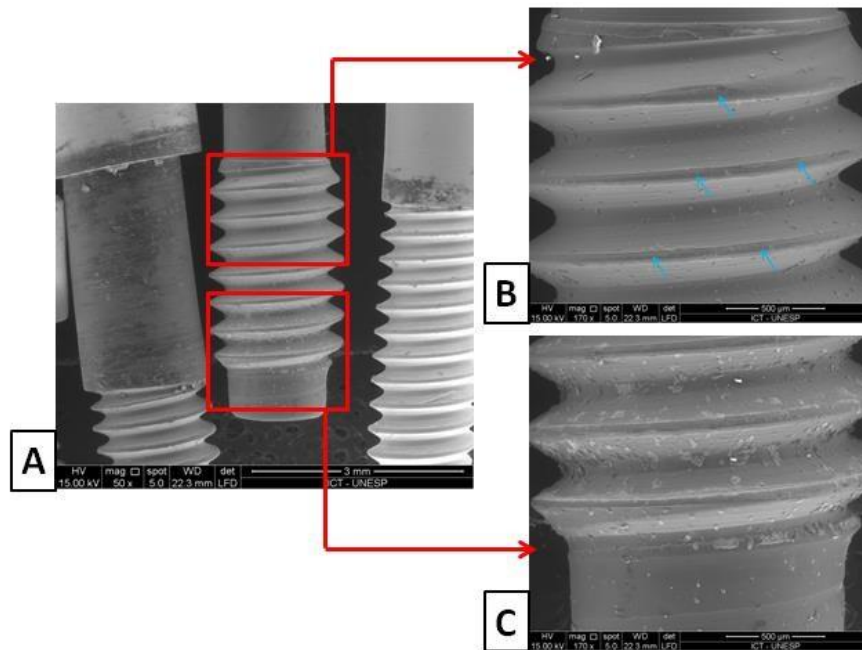


Figura 17- Parafuso do grupo HE-CD-DLCF. A) Parafuso revestido com CD-DLC, apresenta uma superfície com grânulos, duas regiões são destacadas, imagem com 50x; B) O parafuso não apresentou danos, mas sim a remoção de uma camada do revestimento, porém não expôs o titânio (setas-azul), aumento 170x e C) A região mais apical do parafuso apresenta grânulos distribuídos pela superfície, não há danos nem remoção do filme; aumento 170x.

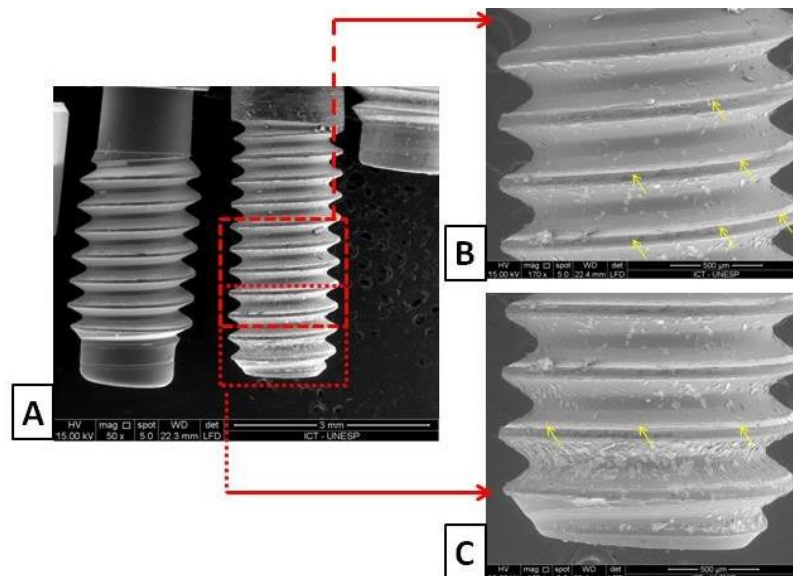


Figura 18- Parafuso do grupo HI-CD-DLCF. A) Parafuso revestido com CD-DLC, apresenta uma superfície granulosa, duas regiões são destacadas, imagem com 50x; B) e C) O parafuso não apresentou danos nas roscas, mas houve a remoção do filme de CD-DLC em algumas regiões do parafuso (setas-amarelas), aumento 170x.

5.3 Adaptação marginal

A adaptação marginal entre o parafuso protético e o implante foi observada em microscopia eletrônica de varredura, por meio de um detector LFD. As imagens de microscopia foram realizadas nos aumentos de 50x e 700x e são apresentadas pelas figuras 19, 20, 21, 22, 23, 24, 25 e 26.

O revestimento de DLC e CD-DLC parece não ter interferido na adaptação do parafuso ao implante, de acordo com os achados. Maiores desadaptações foram encontrados principalmente nos grupos com conexão hexagonal externa (Figura 19, 21, 23 e 25). Os menores "gaps" de desadaptação foram observados nos grupos HI-CON e HI-CD-DLCF (Figura 20 e 26). Os parafusos que não sofreram fadiga previamente, grupos HE/HI-CON, apresentaram menores "gaps" em comparação aos demais grupos (Figura 19 e 20). Por fim, a figura 27, de forma representativa, mostra o filme de DLC evidente em contato com o implante.

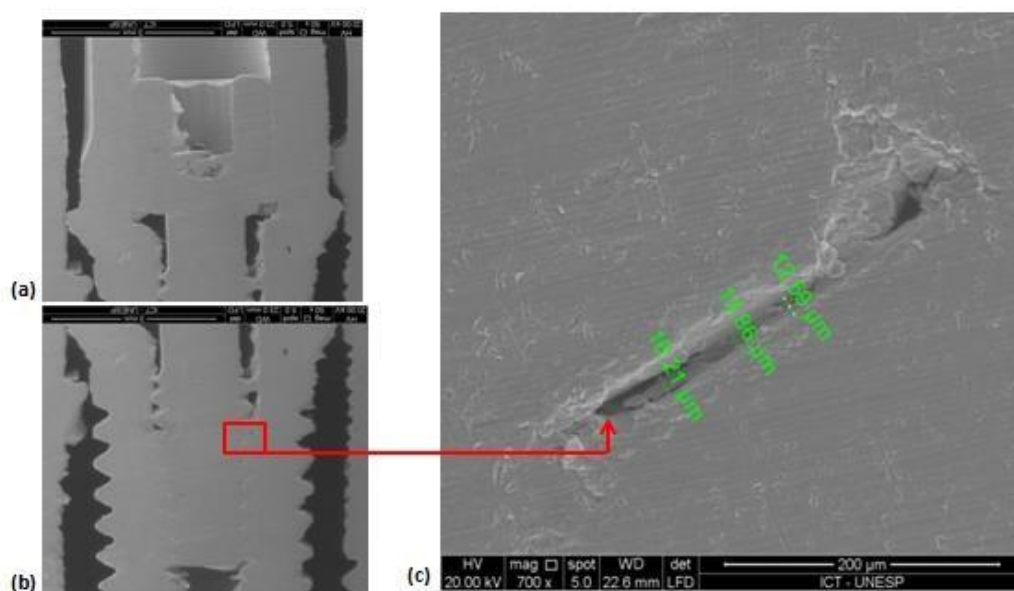


Figura 19- Grupo HE-CON. A) e B) Observa-se a adaptação do parafuso ao implante, aumento 50x; C) Verifica-se "gap" entre o implante e o parafuso, num intervalo de 12,59 a 16,21 μm , aumento 700x.

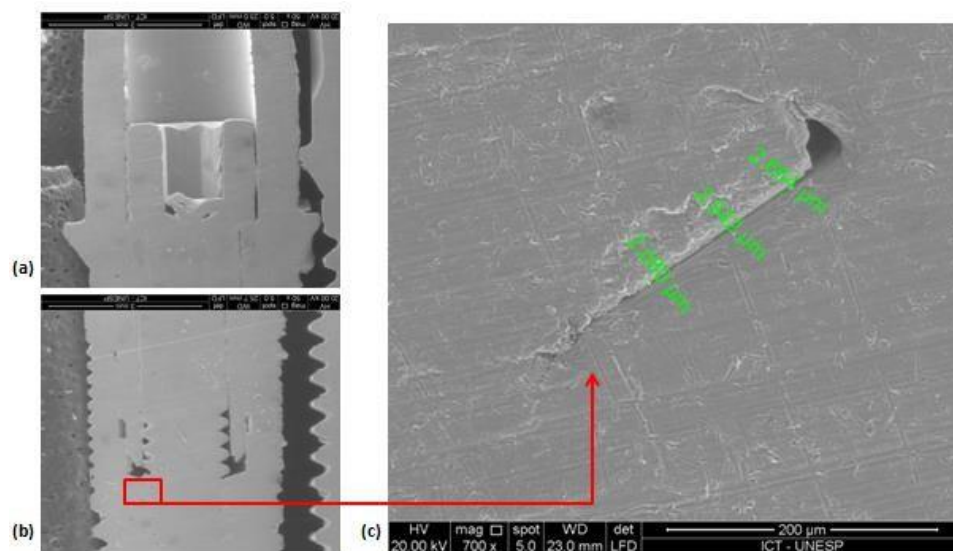


Figura 20- Grupo HI-CON, A) e B) Observa-se a adaptação do parafuso ao implante, aumento 50x; C)- Verifica-se melhor adaptação e "gap" entre o implante e o parafusos num intervalo de 2,08 a 2,94 μm , aumento 700x.

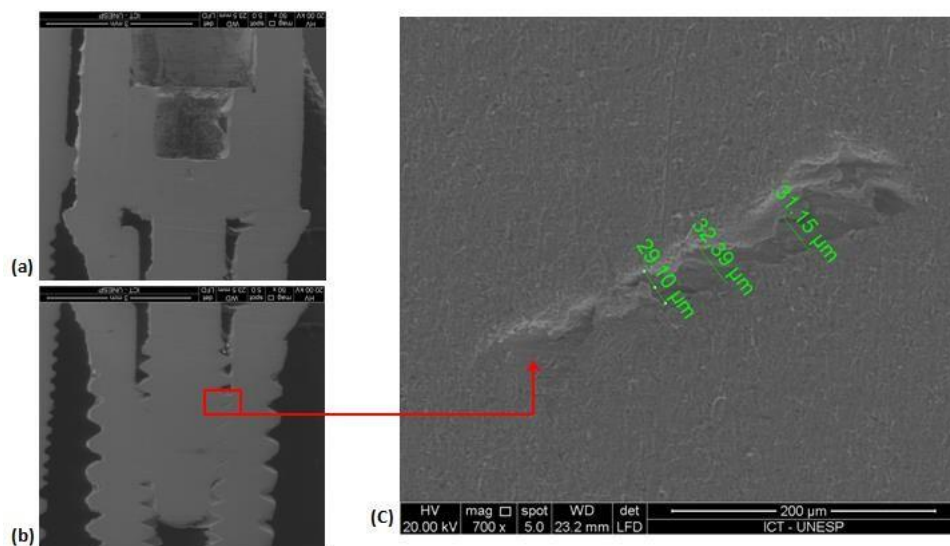


Figura 21- Grupo HE-CONF, A) e B) Observa-se a adaptação do parafuso ao implante, aumento 50x; C)- Verifica-se "gap" entre o implante e o parafusos num intervalo de 29,10 a 31,15 μm , aumento 700x.

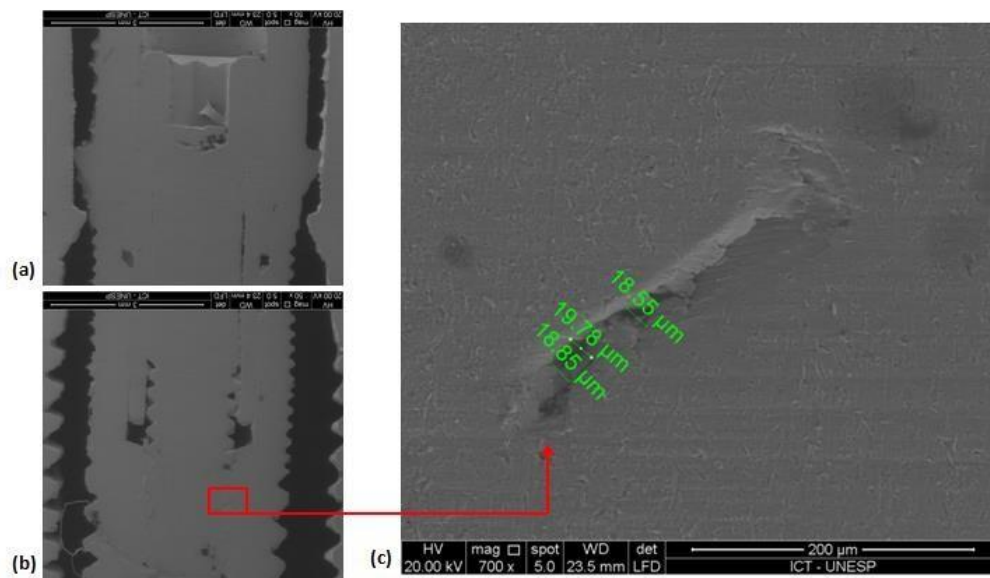


Figura 22- Grupo HI-CONF, A) e B)- Observa-se a adaptação do parafuso ao implante, aumento 50x; C)- Verifica-se "gap" entre o implante e o parafusos num intervalo de 18,55 a 19,78 μm, aumento 700x.

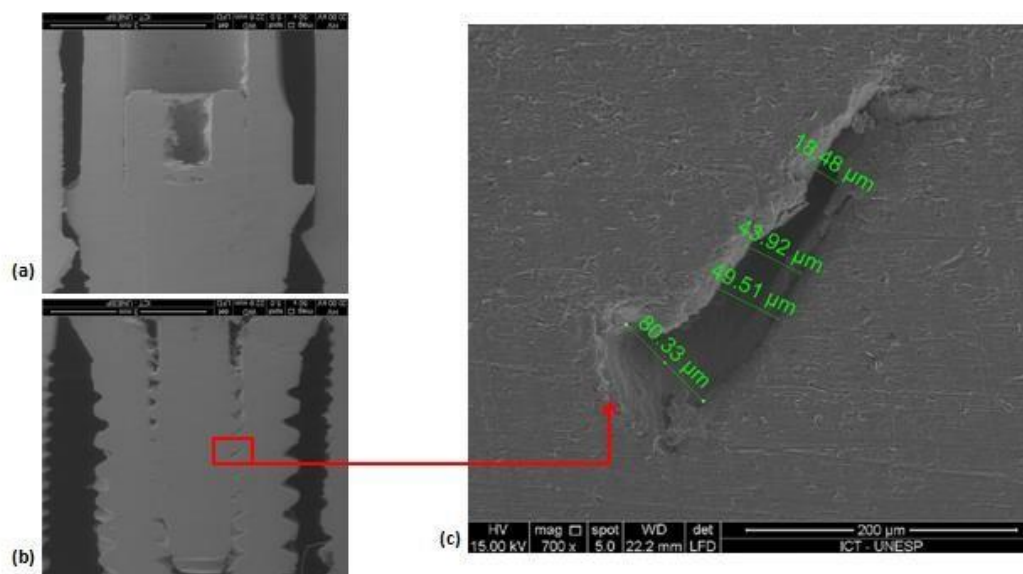


Figura 23- Grupo HE-DLCF, A) e B)- Observa-se a adaptação do parafuso ao implante, aumento 50x; C)- Verifica-se um elevado intervalo de desadaptação entre o implante e o parafusos; 18,48 a 80,33 μm, aumento 700x.

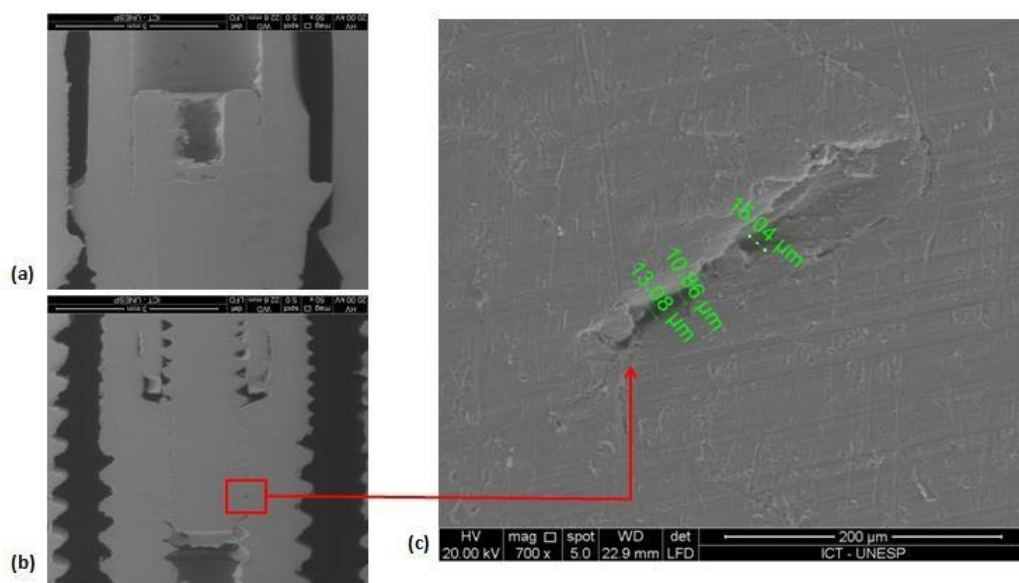


Figura 24- Grupo HI-DLCF, A) e B) Observa-se a adaptação do parafuso ao implante, aumento 50x; C) Verifica-se a desadaptação entre o implante e o parafuso num intervalo de 10,86 a 15,04 μm, aumento 700x.

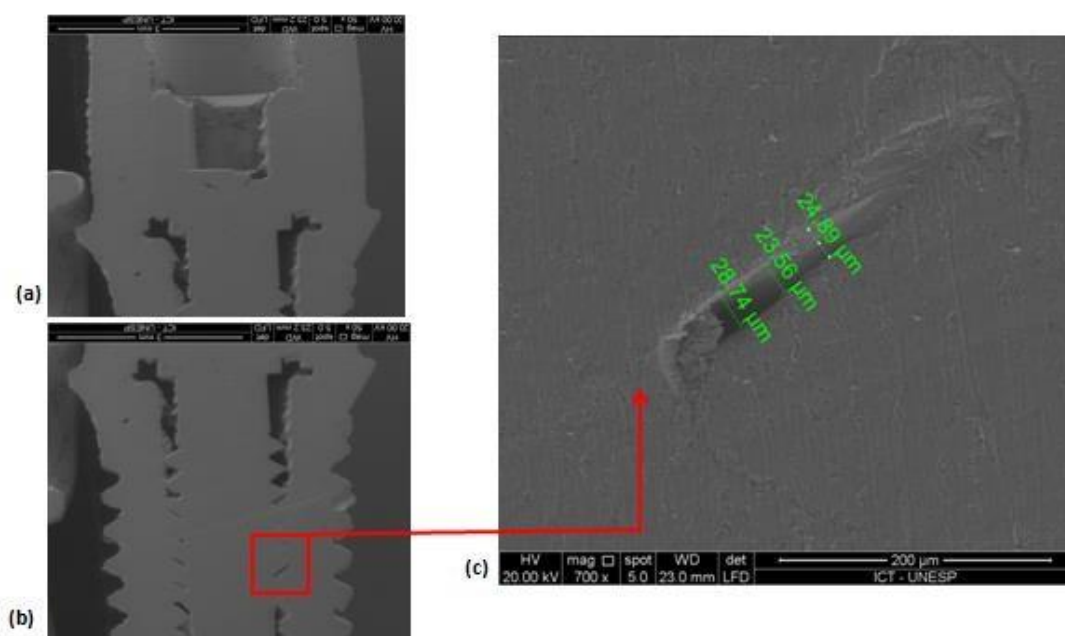


Figura 25- Grupo HE-CD-DLCF, A) e B)- Observa-se a adaptação do parafuso ao implante, aumento 50x; C) Verifica-se a desadaptação entre o implante e o parafusos num intervalo de 23,56 a 28,74 μm, aumento 700x.

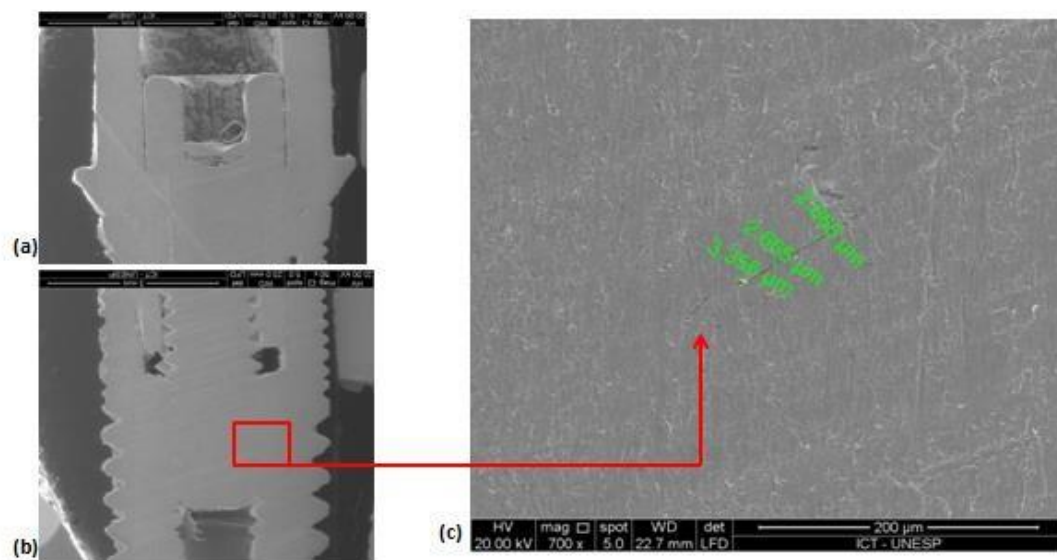


Figura 26- Grupo HI-CD-DLCF, A) e B)- Observa-se a adaptação do parafuso ao implante, aumento 50x; C) Verifica-se um ínfimo "gap" de desadaptação entre o implante e o parafusos, num intervalo de 2,66 a 3,35 μm , aumento 700x.

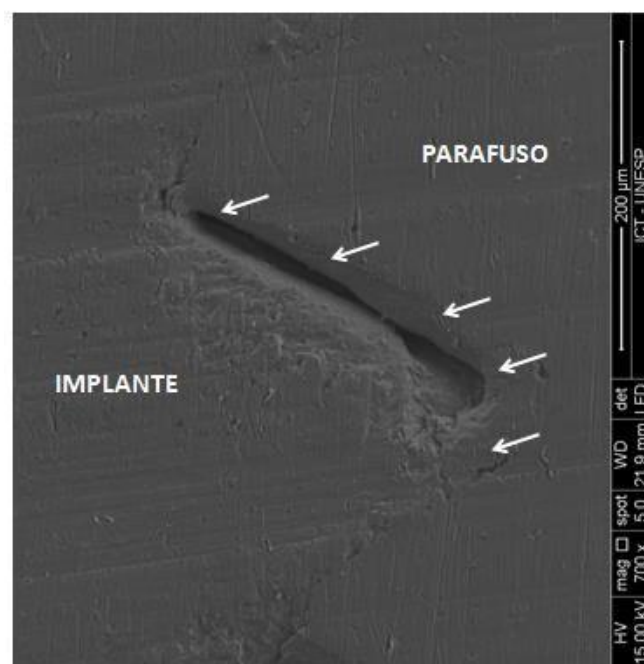


Figura 27- Grupo HI-DLCF, Mostra o contato do filme de DLC (setas) com o implante, aumento 700x.

6 DISCUSSÃO

A discussão dos resultados foi pautada na manutenção do torque, alterações das roscas dos parafusos e adaptação marginal.

6.1 Manutenção do torque

A manutenção do torque dentre os grupos experimentais foi de aproximadamente 50%, inferior aos achados de Lepesqueur et al. (2015). Stuker et al. (2008) e Assunção et al. (2012) afirmam que a manutenção do torque apresentou valores mais elevados em parafusos sem revestimento comparados a parafusos tratados, tais resultados corrobora com o estudo em questão; e de Kim SK et al. (2005) e Park et al. (2010) que submeteram os espécimes a ciclagem mecânica. O tipo de conexão, revestimento do parafuso e ensaio experimental podem interferir nestes resultados.

A diminuição do torque de remoção após retorque e carregamento oclusal é esperado, independente do tipo de parafuso utilizado, de acordo com Farina et al. (2012); tal resultado corrobora com estudos de Farina et al. (2014); Barbosa et al. (2011) e Cardoso et al. (2012). A estabilidade da junta parafusada é mantida após retorque, de acordo com Montero et al. (2012), condição esta que apresenta o estudo em discussão, pois não houve fratura de parafuso e soltura da prótese.

A similaridade entre os tratamentos também foi observada em outros estudos, mesmo com diferentes propostas experimentais (Basílio et al., 2012; Lepesqueur et al., 2015). Explica-se a ausência de diferença estatística após o retorque em relação aos fatores em estudo, pela ação da sedimentação das roscas, tanto dos parafusos que sofreram fadiga previamente como do implante. Ou seja, a simulação da

fadiga sobre o conjunto retorquiado faz com que eleve-se as irregularidades da superfície do parafuso consequentemente o coeficiente de atrito e assim diminui a pré-carga da junta parafusada (Bulagi et al., 2015a; Barbosa et al., 2011, Khraisat et al., 2004a, 2004b). Ação da carga oclusal sobre a biomecânica da prótese sobre implante parece superar os fatores tratamento do parafuso e tipo de conexão. Spazzin et al. (2010) afirma que o reaperto não influencia no afrouxamento de parafusos de liga áurea, também pode elucidar esta teoria.

Talvez para que o torque fosse mantido nos grupos que receberam revestimento era preciso determinar o torque e a pré-carga para os parafusos com DLC e CD-DLC; e não utilizar o torque recomendado pelo fabricante para o parafuso em titânio. Pois sendo estes filmes lubrificantes sólidos, de acordo com Kim SK et al. (2005), e o coeficiente de atrito apresenta-se em níveis mais baixos, segundo Wu et al. (2000), que os grupos sem revestimentos, deveria favorecer a manutenção da pré-carga (Jorn et al., 2014). Valores de torque abaixo do esperado podem promover a diminuição do torque de desaperto e um desempenho mecânico desfavorável da junta parafusada (Xia et al., 2014).

A sedimentação das roscas também pode explicar o elevado desvio padrão e coeficiente de variação observado neste estudo, pois não há como mensurar que implante apresentava previamente as roscas mais gastas; mesmo que todos os espécimes tenham recebido o mesmo padrão experimental.

Outro fator importante para ser explorado é a simulação de uma carga excêntrica que deve ter contribuído com os achados de manutenção de torque deste estudo. Cargas oclusais parafuncionais que excedem o limite da resistência do parafuso, promovem vibrações e micromovimentações da junta parafusada (Bickford, 1981; Balik et al., 2012, Xia et al., 2014; Messias et al., 2015; Torcato et al., 2015).

6.2 Alterações das roscas dos parafusos

O maior número de danos nos parafusos sem revestimento confirma que filmes de DLC favorecem a resistência ao desgaste, segundo Yate et al. (2015), e protege a superfície revestida, de acordo com (Kim SK et al., 2005); corrobora com os resultados de Lepasqueur et al. (2015) e Coelho (2014). Comparando os achados de microscopia de Lepasqueur et al. (2015) aos parafusos após retorque, estes apresentaram maior número de danos sobre a superfície, devido esses terem sido submetidos novamente ao carregamento mecânico.

A elevada proporção dos danos e o "amassamento" sobre a superfície dos grupos HE/HI-CON explica-se pela sedimentação das roscas do implante e a carga excêntrica, que favorecem a micromovimentação deste parafusos não fadigado em função. Assim mais danos sobre este parafuso, eleva o coeficiente de atrito e diminui a pré-carga, conforme Khraisat et al. (2004 a, 2004 b) e Bulaqi et al., (2015a), por fim menor manutenção do torque.

Os locais de remoção do filme deve-se a regiões de maior concentração de tensão entre a superfície do implante e parafuso. Os eventos de remoção do revestimento de DLC em maior proporção que o CD-DLC explica-se pelo primeiro ser mais rugoso que o segundo, embora o DLC apresente maior carga crítica para delaminação (Lepasqueur et al., 2015). A elevada rugosidade superficial favorece ao aumento do coeficiente de atrito, o que facilita a remoção do filme de DLC durante os procedimentos de torque e retorque dos parafusos. Já os grânulos nos parafusos revestidos com CD-DLC são característicos deste tipo de revestimento, ou seja, da dopagem de diamante sobre o DLC. Tais são mais frequentes na apical do parafuso devido ao processo de deposição, em que os parafusos são posicionados em porta-amostra de ponta cabeça, assim a região é favorecida pela deposição (Lepasqueur et al., 2015).

As diferenças quanto ao número de danos e a exposição do titânio pela remoção do revestimento entre os parafusos de ambas conexões devem-se as conexão hexagonal externa gerar elevadas tensões ao longo do implante, promovendo maiores deformações que as conexões hexagonais internas (Torcato et al., 2015; Balik et al., 2012; Tsouknidas et al., 2015). Além da conexão interna possuir um menor micro-espço que a externa, segundo Gil et al. (2014), o que favorece o travamento da junta parafusada e esta íntima relação entre as superfícies do implante e parafuso pode promover a remoção do revestimento.

6.3 Adaptação marginal

Quanto a adaptação marginal os achados deste estudo vão de encontro a Coelho (2014), que afirma que filmes de DLC interferem na adaptação entre pilares e implantes cônicos. Porém corrobora com Diez et al.(2010), em que os "gaps" observados entre implante-pilar em conexão externas foram maiores do que aqueles em grupos com conexão interna, independente do tratamento do parafuso. Os grupos com parafusos não fadigados obtiveram menores valores de "gap", devido as roscas híbridas promoverem um melhor travamento entre parafuso e implante.

Os achados desta pesquisa esclarecem bem a diferença entre retorque e reaperto, comentadas. O reaperto diminui o atrito entre as superfícies, eleva a manutenção da pré-carga e diminui a sedimentação das roscas (Bulagi et al., 2015a; Barbosa et al., 2011). Diferentemente, o retorque em que há o carregamento oclusal, promove mais danos sobre a superfície do parafuso, diminui a manutenção do torque e favorece a sedimentação das roscas.

Conforme os resultados deste estudo as hipóteses nulas foram aceitas, pois não houve diferença estatística entre os fatores em

estudo. A relevância clínica deve-se a observar que o retorque de parafusos com e sem revestimento é possível e favorece a estabilidade da junta parafusada, após a simulação em fadiga mecânica com carga excêntrica. A limitação do estudo foi não utilizar valor de torque distinto para os parafusos com revestimento. Novos estudos devem ser propostos com uso retorque em ensaios de vida acelerada, uso de pilares cerâmicos e avaliar resistência à fratura de parafusos retorquiados.

7 CONCLUSÃO

Parafusos protéticos recobertos com DLC e CD-DLC, após o retorque, não elevaram a manutenção do torque, independente do tipo de conexão.

8 REFERÊNCIAS*

Akour SN, Fayyad MA, Nayfeh JF. Finite element analyses of two antirotational designs of implant fixtures. *Implant Dent*. 2005;14(1):77- 81.

Albrektsson T, Zarb GA, Worthington P. The long-term efficacy of currently used dental implants: A review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1986 Summer;1(1):11-25.

Almeida CN, Ramosa BC, Da-Silva NS, Pacheco-Soares VJ, Trava-Airoidi AO, Loba FR. Morphological analysis and cell viability on diamond-like carbon films containing nanocrystalline diamond particles. *Appl Surf Sci*. 2013;275: 258-63.

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):585-92. doi: 10.11607/jomi.3387

Apicella D, Veltri M, Balleri P, Apicella A, Ferrari M. Influence of abutment material on the fracture strength and failure modes of abutment-fixture assemblies when loaded in a bio-faithful simulation. *Clin Oral Implants Res*. 2011 Feb;22(2):182-8. doi: 10.1111/j.1600-0501.2010.01979.x

Assenza B, Scarano A, Leghissa G, Carusi G, Thams U, Roman FS, et al. Screw- vs cement-implant-retained restorations: an experimental study in the Beagle. Part 1. Screw and abutment loosening. *J Oral Implantol*. 2005;31(5):242-6.

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.

Assunção WG, Jorge JR, Dos Santos PH, Barão VA, Gomes EA, Delben JA. The effect of mechanical cycling and different misfit levels on Vicker's microhardness of retention screws for single implant-supported prostheses. *J Prosthodont*. 2011Oct;20(7):523-7. doi: 10.1111/j.1532-849X.2011.00753.x.

Balik A, Karatas MO, Keskin H. Effects of different abutment connection designs on the stress distribution around five different implants: a 3-dimensional finite element analysis. *J Oral Implantol*. 2012 Sep;38 Spec No:491-6. doi: 10.1563/AAID-JOI-D-10-00127

* Baseado em: International Committee of Medical Journal Editors Uniform Requirements for Manuscripts Submitted to Biomedical journals: Sample References [Internet]. Bethesda: US NLM; c2003 [atualizado 20 ago 2013; acesso em 25 out 2014]. U.S. National Library of Medicine; [about 6 p.]. Disponível em: http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html

Barbosa GAS, Bernardes SR, das Neves FD, Fernandes Neto AJ, de Mattos Mda G, Ribeiro RF. Relation between implant/abutment vertical misfit and torque loss of abutment screws. *Braz Dent J.* 2008;19(4):358- 63.

Barbosa GAS, Silva Neto JP, Simamoto-Júnior PC, Neves FD, Mattos Mda G, Ribeiro RF. Evaluation of screw loosening on new abutment screws and after successive tightening. *Braz Dent J.* 2011;22(1):51-5.

Basílio Mde A, Butignon LE, Arioli Filho J. Effectiveness of screw surface coating on the stability of zirconia abutments after cyclic loading. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2012 Sep-Oct;27(5):1061-7.

Bernardes SR, de Araújo CA, Fernandes Neto AJ, Gomes VL, das Neves FD. Análise fotoelástica da união de pilar a implantes de hexágonos externo e interno. *ImplantNews;* 2006 Jul-Aug;3(4):355-9.

Bickford JH. An introduction to the design and behavior of bolted joints. New York: Marcel Dekker; 1981.

Binon PP. Evaluation of the effectiveness of a technique to prevent screw loosening. *J Prosthet Dent.* 1998 Apr;79(4):430-2.

Binon PP. Implants and components: entering the new millenium. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000 Jan-Feb;15(1):76-94.

Binon PP. The effect of implant/abutment hexagonal misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont.* 1996 Mar-Apr;9(2):149-60.

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.* 2015a May;113(5):405-11. doi: 10.1016/j.prosdent.2014.09.021

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

Burguete RL, Johns RB, King T, Patterson EA. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. *J Prosthet Dent.* 1994 Jun;71(6):592-9.

Butignon LE¹, 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):e161-70. doi: 10.11607/jomi.2481.

Byrne D, Jacobs S, O'Connell B, Houston F, Claffey N. Preloads generated with repeated tightening in three types of screws used in dental implant assemblies. *J Prosthodont*. 2006 May-Jun;15(3):164-71.

Cantwell A, Hobkirk JA. Preload loss in gold prosthesis-retaining screws as a function of time. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004 Jan-Feb;19(1):124-32.

Capote G, Bonetti LF, Trava-Airoidi VJ, Santos LV, Corat EJ. Deposition of adherent dlc films using a low-cost enhanced pulsed-dc pecvd method. *Rev Bras Aplicações Vácuo*. 2006;25(4):209-13.

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

Cardoso M, Sangalli J, Koga-Ito CY, Ferreira LL, da Silva Sobrinho AS, Nogueira L Junior. Abutment Coating With Diamond-Like-Carbon Films to Reduce Implant-Abutment Bacterial Leakage. *J Periodontol*. 2015 Oct 29:1-11.

Carr AB, Brunski JB, Hurley E. Effects of fabrication, finishing, and polishing procedures on preload in prostheses using conventional “gold” and plastic cylinders. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996 Sep-Oct;11(5):589-98.

Cehreli M, Duyck J, De Cooman M, Puers R, Naert I. Implant design and interface force transfer: a photoelastic and strain-gauge analysis. *Clin Oral Implants Res*. 2004 Apr;15(2):249-57.

Chun HJ, Shin HS, Han CH, Lee SH. Influence of implant abutment type on stress distribution in bone under various loading conditions using finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2006 Mar-Apr;21(2):195-202.

Coelho AVP. 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): Instituto de Ciência e Tecnologia, UNESP – Univ Estadual Paulista; 2014.

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.

De Maeztu MA, Bracerás I, Alava JI, Sánchez-Garcés MA, Gay-Escoda C. Histomorphometric study of ion implantation and diamond-like carbon as dental implant surface treatments in beagle dogs. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2007 Mar-Apr;22(2):273-9.

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.

Duarte AR, Neto JP, Souza JC, Bonachela WC. Detorque evaluation of dental abutment screws after immersion in a fluoridated artificial saliva solution. *J Prosthodont*. 2013 Jun;22(4):275-81. doi: 10.1111/j.1532-849X.2012.00941.x

Duyck J, Ronold HJ, Van Oosterwyck H, Naert I, Vander Sloten J, Ellingsen JE. The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants: an animal experimental study. *Clin Oral Implant Res*. 2001;12(3):207-18.

Eskitascioglu G, Usumez A, Sevimay M, Soykan E, Unsal E. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: a three-dimensional finite element study. *J Prosthet Dent*. 2004 Feb;91(2):144-50.

Esposito M, Hirsch JM, Lekholm U, Thomsen P. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. (II):etiopathogenesis. *Europ Oral Sci*. 1998 Jun;106(3):721-64.

Farina AP, Spazzin AO, Consani RL, Mesquita MF. Screw joint stability after the application of retorque in implant-supported dentures under simulated masticatory conditions. *J Prosthet Dent*. 2014 Jun;111(6):499-504. doi: 10.1016/j.prosdent.2013.07.024

Farina AP, Spazzin AO, Pantoja JM, Consani RL, Mesquita MF. An in vitro comparison of joint stability of implant-supported fixed prosthetic suprastructures retained with different prosthetic screws and levels of fit under masticatory simulation conditions. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2012 Jul-Aug;27(4):833-8.

Freitas AC Jr, Bonfante EA, Rocha EP, Silva NR, Marotta L, Coelho PG. Effect of implant connection and restoration design (screwed vs. cemented) in reliability and failure modes of anterior crowns. *Eur J Oral Sci*. 2011 Aug;119(4):323-30. doi: 10.1111/j.1600-0722.2011.00837.x.

Gil FJ, Herrero-Climent M, Lázaro P, Rios JV. Implant-abutment connections: influence of the design on the microgap and their fatigue and

fracture behavior of dental implants. *J Mater Sci Mater Med*. 2014 Jul;25(7):1825-30.doi: 10.1007/s10856-014-5211-7.

Goiato MC, Pellizzer EP, da Silva EV, Bonatto LdaD, 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.

Gokcen-Rohlig B, Yaltirik M, Ozer S, Tuncer ED, Evlioglu G. Survival and Success of ITI Implants and Prostheses: Retrospective Study of Cases with 5-Year Follow-Up. *Eur J Dent*. 2009 Jan;3(1):42-9.

Gonçalves ARQ, Teixeira MS, Mattos FR, Barros MB, Motta SHG. Comportamento biomecânico de implantes de hexágono interno e externo. *Rev Gaúcha Odontol*. 2010;58(3):327-32.

González JEG, Mirza-Rosca JC. Study of the corrosion behavior of titanium and some of its alloys for biomedical and dental implant applications. *J Electroanal Chem*. 1999;471(2):109-15.

Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JY. Clinical complications with implants and implant prostheses. *J Prosthet Dent*. 2003 Aug;90(2):121-32.

Gracis S, Michalakis K, Vigolo P, Vult von Steyern P, Zwahlen M, Sailer I. Internal vs. external connections for abutments/reconstructions: a systematic review. *Clin Oral Implants Res*. 2012 Oct;23 Suppl 6:202-16.doi: 10.1111/j.1600-0501.2012.02556.x.

Grill A. Diamond-like carbon coatings as biocompatible materials—an overview. *Diam Relate Mater*. 2003;12(2):166-70.doi: 10.1016/S0925-9635(03)00018-9

Guda T, Ross TA, Lang LA, Millwater HR. Probabilistic analysis of preload in the abutment screw of a dental implant complex. *J Prosthet Dent*. 2008 Sep;100(3):183-93. doi: 10.1016/S0022-3913(08)60177-8.

Hauert R. A review of modified DLC coatings for biological applications. *Diam Relat Mater*. 2003;12(3-7):583-9.

Hirata R, Machado LS, Bonfante EA, Yamaguchi S, Imazato S, Coelho PG. Effect of Diamondlike 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.

Jaarda MJ, Razzoog ME, Gratton DG. Effect of preload torque on the ultimate tensile strength of implant prosthetic retaining screws. *Implant*

Dent. 1994 Spring;3(1):17-21.

Jemt T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Brånemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1991 Fall;6(3):270-6.

Johansson LA, Ekfeldt A. Implant-supported fixed partial prostheses: a retrospective study. *Int J Prosthodont*. 2003 Mar-Apr;16(2):172-6.

Jörn D, Kohorst P, Besdo S, Rücker M, Stiesch M, Borchers L. Influence of lubricant on screw preload and stresses in a finite element model for a dental implant. *J Prosthet Dent*. 2014 Aug;112(2):340-8. doi: 10.1016/j.prosdent.2013.10.016.

Kim BJ, Yeo IS, Lee JH, Kim SK, Heo SJ, Koak JY. The effect of screw length on fracture load and abutment strain in dental implants with external abutment connections. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2012 Jul-Aug;27(4):820-3.

Kim SK, Koak JY, Heo SJ, Taylor TD, Ryoo S, Lee SY. Screw loosening with interchangeable abutments in internally connected implants after cyclic loading. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2012 Jan-Feb;27(1):42-7.

Kim SK, Lee JB, Koak JY, Heo SJ, Lee KR, Cho LR, et al. An abutment screw loosening study of a Diamond Like Carbon-coated CP titanium implant. *J Oral Rehabil*. 2005 May;32(5):346-50.

Kim SK, Lim YJ, Kim MJ, Kwon HB, Yang JH, Lee JB, et al. Variation in the total lengths of abutment/implant assemblies generated with a function of applied tightening torque in external and internal implant- abutment connection. *Clin Oral Implants Res*. 2011 Aug;22(8):834-9. doi: 10.1111/j.1600-0501.2010.02063.x.

Khraisat A, Abu-Hammad O, Dar-Odeh N, Al-Kayed AM. Abutment screw loosening and bending resistance of external hexagon implant system after lateral cyclic loading. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2004a;6(3):157-64.

Khraisat A, Hashimoto A, Nomura S, Miyakawa O. Effect of lateral cyclic loading on abutment screw loosening of an external hexagon implant system. *J Prosthet Dent*. 2004b Apr;91(4):326-34.

Khraisat A, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa S. Fatigue resistance of two implant abutment joint designs. *J Prosthet Dent*. 2002 Dec;88(6):604-10.

Krýsa J, Mráz R, Rousar I. Corrosion of titanium in H₂SO₄. *Mater Chem*

Phy. 1997;48(1):64-7.

Lang LA, Kang B, Wang RF, Lang BR. Finite element analysis to determine implant preload. *J Prosthet Dent*. 2003 Dec;90(6):539-46.

Lee J, Kim YS, Kim CW, Han JS. Wave analysis of implant screw loosening using an air cylindrical cyclic loading device. *J Prosthet Dent*. 2002 Oct;88(4):402-48.

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.

Maeda Y, Satoh T, Sogo M. In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant-abutment connections: a short communication. *J Oral Rehabil*. 2006 Jan;33(1):75-8.

Marciano FR, Bonetti LF, Santos LV, Da-Silva NS, Corat EJ, Trava-Airoldi JV. Antibacterial activity of DLC and Ag-DLC films produced by PECVD technique. *Diam Relat Mater*. 2009 May-Aug;18(5-8):1010-4. doi.

Marciano FR, Bonetti LF, Lima-Oliveira DA, Mello CB, Ueda M, Corat EJ, et al. Characterization of crystalline diamond incorporated diamond-like carbon films *Diam Relat Mater*. 2010;19(10):1139-43.

Martin WC, Woody RD, Miller BH, Miller AW. Implant abutment screw rotations and preloads for four different screw materials and surfaces. *J Prosthet Dent*. 2001 Jul;86(1):24-32.

McGlumphy EA, Mendel DA, Holloway JA. Implant screw mechanics. *Dent Clin North Am*. 1998 Jan;42:71-89.

Meleo D, Baggi L, Di Girolamo M, Di Carlo F, Pecci R, Bedini R. Fixture-abutment connection surface and micro-gap measurements by 3D micro-tomographic technique analysis. *Ann Ist Super Sanita*. 2012;48(1):53-8. doi: 10.4415/ANN_12_01_09.

Messias A, Rocha S, Calha N, Neto MA, Nicolau P, Guerra F. Effect of intentional abutment disconnection on the micro-movements of the implant-abutment assembly: a 3D digital image correlation analysis. *Clin Oral Implants Res*. 2015 May 6. doi: 10.1111/clr.12607.

Misch CE. Consideration of biomechanical stress in treatment with dental implants. *Dent Today*. 2006 May;25(5):80, 82, 84-5;quiz 85.

Montero J, Manzano G, Beltrán D, Lynch CD, Suárez-García MJ, Castillo-

Oyagüe R. Clinical evaluation of the incidence of prosthetic complications in implant crowns constructed with UCLA castable abutments. A cohort follow-up study. *J Dent.* 2012 Dec;40(12):1081-9.doi: 10.1016/j.jdent.2012.09.001.

Moraes LMC, Rossetti PHO, Rossetti LMN, Pedreira APRV, Valle AL, Bonachela WC. Marginal fit at cylinder-abutment interface before and after overcasting procedure. *J Appl Oral Sci.* 2005 Dec;13(4):366-71.

Morrison ML, Buchana RA, Liaw PK, Berry CJ, Brigmon RL, Riester L, et al. Electrochemical and antimicrobial properties of diamondlike carbon-metal composite films. *Diam Relat Mater.* 2006 Jan;15(1):138-6.

Muguruma T, Iijima M, Brantley WA, Mizoguchi I. Effects of a diamond-like carbon coating on the frictional properties of orthodontic wires. *Angle Orthod.* 2011Jan;81(1):141-8.

Nergiz I, Schmage P, Shanin R. Removal of a fractured abutment screw; a clinical report. *J Prosthet Dent.* 2004 Jun;91(6):513-7.

Nishioka RS, de Vasconcellos LG, de Melo, Nishioka GN. Comparative strain gauge analysis of external and internal hexagon, Morse taper, and influence of straight and offset implant configuration. *Implant Dent.* 2011 Apr;20(2):e24-32.doi: 10.1097/ID.0b013e318211fce8.

Ozkir SE, Terzioglu H. Macro design effects on stress distribution around implants: a photoelastic stress analysis. *Indian J Dent Res.* 2012 Sep-Oct;23(5):603-7.doi: 10.4103/0970-9290.107346.

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.

Patterson EA, Johns RB. Theoretical analysis of the fatigue life of fixture screws in osseointegrated dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1992 Spring;7(1):26-33.

Piasek JR, Swift EJ, Thompson JY, Grego S, Stoner BR. Surface modification for enhanced silanation of zirconia ceramics. *Dent Mater.* 2009 Sep;25(9):1116-21.doi: 10.1016/j.dental.2009.03.008.

Piasek JR, Wolter SD, Stoner BR. Development of a novel surface modification for improved bonding to zirconia. *Dent Mater.* 2011 May;27(5):e99-105. doi: 10.1016/j.dental.2011.01.005.

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 systems. *Implant Dent.* 2006 Dec;15(4):427-35.

Priest G. Single-tooth implants and their role in preserving remaining teeth: a 10-year survival study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1999 Mar-Apr;14(2):181-8.

Radi PA, Marciano FR, Lima-Oliveira DA, Santos LV, Corat EJ, Trava-Airoldi VJ. Influence of crystalline diamond nanoparticles on diamond-like carbon friction behavior. *Appl Surf Sci.* 2011; 257(17):7387-93.

Rangert B, Jemt T, Jörneus L. Forces and moments on Branemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1989 Fall;4(3):241-7.

Rangert B, Krogh PH, Langer B, Van Roekel N. Bending overload and implant fracture: a retrospective clinical analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1995 May-Jun;10(3):326-34.

Robertson J. Diamond-like amorphous carbon. *Mater Sci Eng R.* 2002;37(4-6):129-281.

Romeo E, Storelli S. Systematic review of the survival rate and the biological, technical, and aesthetic complications of fixed dental prostheses with cantilevers on implants reported in longitudinal studies with a mean of 5 years follow-up. *Clin Oral Implants Res.* 2012 Oct;23 Suppl 6:39-49. doi: 10.1111/j.1600-0501.2012.02551.x.

Rossetti PHO, Rossetti LMN, Pedreira APRV, Valle AL, Bonachela WC. Marginal fit at cylinder- abutment interface before and after overcasting procedure. *J Appl Oral Sci.* 2005 Dec;13(4):366-71.

Rudi CVS, Hong Guan, Yew-Chaye L, Newell WJ. Comparative analysis of internal and external hex crown connection systems - a finite element study. *J Biomed Sci Eng.* 2008;1(1):10-4.

Saboury A, Neshandar Asli H, Vaziri S. The effect of repeated torque in small diameter implants with machined and premachined abutments. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2012 May;14 Suppl 1:e224-30. doi: 10.1111/j.1708-8208.2012.00442.x.

Sakaguchi RL, Borgersen SE. Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screws. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1995 May-Jun;10(3):295-302.

Scarano A, Murmura G, Sinjiari B, Sollazzo V, Spinelli G, Carinci F. Analysis and structural examination of screw loosening in oral implants. *Int J Immunopathol Pharmacol.* 2011 Apr-Jun;24(2 Suppl):77-81.

Schwarz MS. Mechanical complications of dental implants. *Clin Oral Impl*

Res. 2000;11 Suppl 1:156-8.

Scholander S. A retrospective evaluation of 259 single-tooth replacements by the use of Brånemark implants. *Int J Prosthodont.* 1999 Nov-Dec;12(6):483-91.

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.

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

Stüker RA, Teixeira ER, Beck JC, da Costa NP. Preload and torque removal evaluation of three different abutment screws for single standing implant restorations. *J Appl Oral Sci.* 2008 Jan-Feb;16(1):55-8.

Tan KB, Nicholls JI. The effect of 3 torque delivery systems on gold screw preload at the gold cylinder-abutment screw joint. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2002 Mar-Apr;17(2):175-83.

Torcato LB, Pellizzer EP, Verri FR, Falcón-Antenucci RM, Santiago Júnior JF, de Faria Almeida DA. Influence of parafunctional loading and prosthetic connection on stress distribution: A 3D finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2015 Nov;114(5):644-51. doi: 10.1016/j.prosdent.2015.04.018.

Tsouknidas A, Lympoudi E, Michalakis K, Giannopoulos D, Michailidis N, Pissiotis A, et al. Influence of Alveolar Bone Loss and Different Alloys on the Biomechanical Behavior of Internal-and External-Connection Implants: A Three-Dimensional Finite Element Analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2015 May-Jun;30(3):e30-42. doi: 10.11607/jomi.3814.

Tsuge T, Hagiwara Y. Influence of the lateral-oblique cyclic loading on abutment screw loosening of internal and external hexagon implants. *Dent Mater J.* 2009 Jul;28(4):373-81.

Ueda C, Markarian RA, Sendyk CL, Laganá DC. Photoelastic analysis of stress distribution on parallel and angled implants after installation of fixed prostheses. *Braz Oral Res.* 2004 Jan-Mar;18(1):45-52.

Uzumaki ETCS, Lambert AR, Santos Jr CAC, Zavaglia CAC. Surface properties and cell behaviour of diamond-like carbon coatings produced by plasma immersion. *Thin Solid Films.* 2006;515(1):293-300. doi: 10.1016/j.tsf.2005.12.081

Vasconcellos DK, Bottino MA, Nishioka RS, Valandro LF, Costa EMV. The

influence of different screw tightening forces on the vertical misfit of implant-supported frameworks. *J Appl Oral Sci.* 2005 Jun;13(2):120-5.

Wennerberg A, Albrektsson T. Current challenges in successful rehabilitation with oral implants. *J Oral Rehabil.* 2011;38(4):286-94.

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

Wittneben JG, Buser D, Salvi GE, Bürgin W, Hicklin S, Brägger U. Complication and failure rates with implant-supported fixed dental prostheses and single crowns: a 10-year retrospective study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2014 Jun;16(3):356-64. doi: 10.1111/cid.12066

Wu LL, Holloway BC, Beesabathina DP, Kalil C, Manos DM. Analysis of diamond-like carbon and Ti/MoS₂ coatings on Ti6Al4V substrates for applicability to turbine engine applications. *Surf Coat Technol.* 2000;130(2-3):207-17.

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.* 2014;24(6):2143-9. doi: 10.3233/BME-141025

Yao KT, Kao HC, Cheng CK, Fang HW, Yip SW, Hsu ML. The effect of clockwise and counterclockwise twisting moments on abutment screw loosening. *Clin Oral Implants Res.* 2011 Oct;23(10):1181-6. doi: 10.1111/j.1600-0501.2011.02282.x.

Yate L, Coy LE, Gregurec D, Aperador W, Moya SE, Wang G. Nb-C nanocomposite films with enhanced biocompatibility and mechanical properties for hard-tissue implant applications. *ACS Appl Mater Interfaces.* 2015 Mar 25;7(11):6351-8. doi: 10.1021/acsami.5b01193.

Yilmaz B, McGlumphy E. A technique to salvage a single implant-supported fixed dental prosthesis having a nonretrievable implant screw fragment. *J Oral Implantol.* 2013 Feb;39(1):81-3. doi: 10.1563/AAID-JOI-D-11-00051.

APÊNDICE A- Valores de torque reverso (%) e média da manutenção de torque das amostras de cada grupo experimental em estudo

Tabela 4- Valores de torque reverso (%) e média da manutenção de torque das amostras de cada grupo experimental em estudo

Grupo Experimental	Amostra	Manutenção do Torque (%)	
		HE	HI
Controle não fadigado	1	53,30	85,00
	2	9,67	33,33
	3	80,00	78,26
	4	46,66	15,00
	5	25,80	42,85
	MÉDIA	43,1	50,9
Controle fadigado	1	53,33	60,00
	2	61,76	70,00
	3	26,66	52,38
	4	54,83	52,17
	5	50,00	65,00
	MÉDIA	49,316	59,91
DLC fadigado	1	43,33	30,00
	2	76,66	60,00
	3	36,66	55,00
	4	33,33	19,04
	5	53,33	59,09
	MÉDIA	48,662	44,626
CD-DLC fadigado	1	56,25	47,61
	2	58,82	50,00
	3	54,54	57,14
	4	48,48	76,19
	5	60,00	35,00
	MÉDIA	55,618	53,188

Apresentação gráfica e normatização de acordo com:
Alvarez S, Coelho DCAG, Couto RAO, Durante APM. Guia prático para
Normalização de Trabalhos Acadêmicos do ICT. Rev. São José dos
Campos: ICT/UNESP; 2016.

Canavezi, Rafaela Cristiane

RETORQUE DE PARAFUSOS DE PILARES PROTÉTICOS COM RECOBRIMENTO DE
CARBONO TIPO DIAMANTE: uma análise de manutenção do torque após
fadiga mecânica / Rafaela Cristiane Canavezi. - São José dos Campos
: [s.n.], 2015.
75 f. : il.

Dissertação (Mestrado em Odontologia Restauradora) - Pós-Graduação
em Odontologia Restauradora - Instituto de Ciência e Tecnologia de
São José dos Campos, UNESP - Univ Estadual Paulista, 2015.
Orientador: Lafayette Nogueira Júnior.

1. Implante. 2. Nanofilme DLC. 3. Retorque. I. Nogueira Júnior,
Lafayette, orient. II. Instituto de Ciência e Tecnologia de São
José dos Campos, UNESP - Univ Estadual Paulista. III. Universidade
Estadual Paulista 'Júlio de Mesquita Filho'. IV. UNESP - Univ
Estadual Paulista. V. Título.

Ficha catalográfica elaborada pela Biblioteca Prof. Achille Bassi e Seção Técnica de Informática,
ICMC/USP com adaptações - STATi e STI do ICT/UNESP. Dados fornecidos pelo autor.

AUTORIZAÇÃO

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer
meio convencional ou eletrônico, desde que citada a fonte.

São José dos Campos, 10 de dezembro de 2015
E-mail: rafaela_canavezi@hotmail.com

Assinatura: _____