



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

LAURA SOARES SOUTO LEPESQUEUR

**EFEITO DO RECOBRIMENTO DE FILMES DE CARBONO
TIPO DIAMANTE DEPOSITADOS A PLASMA NA
MANUTENÇÃO DO TORQUE DE PARAFUSOS
PROTÉTICOS**

2014

LAURA SOARES SOUTO LEPESQUEUR

**EFEITO DO RECOBRIMENTO DE FILMES DE CARBONO TIPO
DIAMANTE DEPOSITADOS A PLASMA NA MANUTENÇÃO DO
TORQUE DE PARAFUSOS PROTÉTICOS**

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, Especialidade em Prótese Dentária.

Orientador: Prof. Adj. Lafayette Nogueira Júnior

Co-orientador: Prof. Adj. Marcos Massi

São José dos Campos

2014

Apresentação gráfica e normalização 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; 2014.

L556e Lepesqueur, Laura Soares Souto
Efeito do recobrimento de filmes de carbono tipo diamante depositados a
plasma na manutenção do torque de parafusos protéticos / Laura Lepesqueur -
São José dos Campos: [s.n.], 2013.
93 f. : il.

Dissertação (Mestrado em Odontologia Restauradora) – Instituto de Ciência e
Tecnologia de São José dos Campos, UNESP - Univ Estadual Paulista, 2013.
Orientador: Prof. Lafayette Nogueira Júnior
Co-Orientador: Marcos Massi

1. Implantes dentários. 2. Torque. 3. Propriedades de superfícies. I. Nogueira
Junior, Lafayette. 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

tD3

Ficha catalográfica elaborada pelo Serviço Técnico de Biblioteca e Documentação do
Instituto de Ciência e Tecnologia de São José dos Campos – UNESP

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, 5 de fevereiro de 2014.
E-mail: lalepesqueur@hotmail.com

Assinatura: _____

BANCA EXAMINADORA

Prof. Adj. Lafayette Nogueira Júnior (Orientador)

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

Prof. Dr. Tarcisio José de Arruda Paes Junior

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

Prof. Dr. Luís Guilherme Scavone de Macedo

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

São José dos Campos, 05 de fevereiro de 2014.

DEDICATÓRIA

A Deus que me abençoa e ilumina meus caminhos.

Aos meus pais **Jackson Souto Lapesqueur** e **Inês Soares Souto Lapesqueur** pelo apoio incondicional, pelo amor, incentivo e confiança que me fizeram seguir firme nesta jornada.

Aos meus irmãos **Rossana Lapesqueur**, **Leonardo Lapesqueur** e **Mariana Lapesqueur** pela paciência, amizade, amor e motivação que sem dúvida fizeram parte desta conquista.

AGRADECIMENTOS

Ao Instituto de Ciência e Tecnologia na pessoa do diretor da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, **Prof. Dr. Carlos Augusto Pavanelli** e do vice-diretor **Prof. Tit. Estevao Tomomitsu Kimpara**.

Ao Programa de Pós-graduação em Odontologia Restauradora na pessoa do coordenadora **Profª. Titular Marcia Carneiro Valera**.

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

Ao **Prof Marcos Massi** pela coorientação, dedicação e atenção.

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

Ao **Prof Marco Antônio Bottino** pela contribuição, atenção e disponibilidade prestada durante o curso.

À Empresa **Conexão Sistemas de Prótese**, pelo apoio e contribuição com material para este experimento.

Ao **Prof. Ivan Balducci** pela ajuda, disponibilidade e amizade.

Ao amigo **Leandro** pela importante colaboração na execução desse trabalho.

Aos **docentes do Programa de Pós-graduação em Odontologia Restauradora**, pelo convívio fraterno, pela amizade e dedicação.

Aos **Funcionários Thaís Cachuté Paradella e Marcos Vestali** pela amizade e auxílios prestados durante o desenvolvimento do trabalho laboratorial.

Aos meus amigos **Cinthia Yassuda, Taeny Makyiama, Aline Vieira, Geraldo Almeida** pela amizade e cumplicidade.

À amiga **Viviane Figueiredo** pela amizade, ajuda e convivência, obrigada.

Aos amigos **Talitha Souza, Frederico Freire, Elen Guerra, Ariane Coelho, Rafael, Caroline Cotes, Ligia Tiaki, César Bergoli, Alecsandro Moura** pela colaboração e por todos os momentos agradáveis de convívio.

Aos funcionários da secção de Pós-Graduação, **Rose, Erena,**

Bruno e Ivan.

E aos **demaís colegas do programa** pela adorável convivência.

“O conhecimento nos faz responsáveis”.

Ernesto Che Guevara

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS	09
LISTA DE QUADROS E TABELAS	13
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS.....	15
RESUMO	17
ABSTRACT	18
1 INTRODUÇÃO	19
2 REVISÃO DE LITERATURA	23
2.1 União parafusada: análise biomecânica.....	23
2.2 Conexões entre pilares protéticos e implantes.....	27
2.3 Complicações biomecânicas na implantodontia.....	31
2.4 Afrouxamento da união parafusada.....	32
2.5 Filmes finos de carbono tipo diamante: métodos de deposição e propriedades.....	35
3 PROPOSIÇÃO	39
3.1 Objetivo Geral.....	39
4 MATERIAL E MÉTODOS	40
4.1 Material	40
4.2 Métodos	43
4.2.1 Grupos experimentais.....	43
4.2.2 Confeções dos corpos de prova - instalação dos implantes.....	45
4.2.3 Deposição do filme de DLC.....	47
4.2.3.1 Análise de carga crítica (Lc) pela técnica de <i>Scratch test</i>.....	49
4.2.3.2 Perfilometria dos filmes de DLC e CD-DLC.....	49
4.2.3.3 Análise dos filmes de DLC por espectroscopia de espalhamento Raman carga crítica (Lc) pela técnica de <i>Scratch test</i>...	51

4.2.3.4 Deposição dos filmes nos parafusos protéticos.....	52
4.2.4 Confeção da coroa experimental.....	54
4.2.5 Aplicação do torque inicial.....	57
4.2.6 Ensaio mecânico de fadiga – ciclagem mecânica.....	58
4.2.7 Registro do torque reverso pós-carregamento.....	59
4.2.8 Análise em microscopia eletrônica de varredura.....	61
4.2.9 Análise estatística	61
5 RESULTADOS	62
5.1 Análises qualitativas dos filmes.....	62
5.1.1 Resultados de carga crítica (L_c) pela técnica de <i>scratch test</i>	62
5.1.2 Medida da espessura e rugosidade dos filmes de DLC.....	62
5.1.3 Análise qualitativa por espectroscopia de espalhamento Raman (ID/IG).....	63
5.1.4 Medidas de rugosidade dos filmes DLC.....	64
5.2 Análise da manutenção de torque em parafusos protéticos.....	65
5.3 Análise em microscopia eletrônica de varredura.....	69
6 DISCUSSÃO.....	73
6.1 Conexões Hexagonais.....	74
6.2 Tratamentos Experimentais dos parafusos protéticos.....	75
6.3 Parafuso, Torque e Pré-carga	78
6.4 Relevância Clínica e Científica.....	80
7 CONCLUSÃO.....	82
8 REFERÊNCIAS.....	83
APÊNDICES.....	91

LISTA DE FIGURAS

Figura 1– Fresadora 1000Max Milling Machine (BioArt Equipamentos Odontológicos Ltda)	45
Figura 2 – Fresagem dos blocos com fresas cirúrgicas.....	46
Figura 3 – Instalação dos implantes com catraca manual.....	46
Figura 4 – Vista do porta-amostras durante o processo de deposição (plasma de argônio), através da janela do reator.....	48
Figura 5 – A) reator para deposição dos filmes de DLC por PECVD; B) fonte de descarga contínua acoplada ao reator.....	49
Figura 6 – Perfilômetro utilizado para medir a espessura dos filmes de DLC.....	50
Figura 7 – Sistema utilizado para a análise de espectroscopia de retro espalhamento Raman.....	51
Figura 8 – Espectro Raman de um filme de carbono amorfo hidrogenado obtida por plasma de metano, pela técnica PECVD (Bonetti, 2008).....	52

Figura 9 – Limpeza dos parafusos em cuba ultrassônica por 15 minutos.....	53
Figura 10 – Vista dos parafusos posicionados no porta-amostra no interior do reator (aberto) com 20 parafusos de titânio, antes do processo de deposição.....	53
Figura 11 – Cortadeira Isomet 1000, (Buehler Ltd., USA).....	54
Figura 12 – Corte dos pilares na Isomet 1000 com disco diamantado, (Buehler Ltd., USA).....	55
Figura 13 – Enceramento das coroas, medição com paquímetro digital.....	56
Figura 14 – Cimentação das coroas com auxílio do dispositivo de carga de 500g.....	56
Figura 15 – Aplicação do torque inicial com Torquímetro Digital Portátil TQ-680.....	58
Figura 16 – Ciclagem mecânica - Simulador de Fadiga Mecânica ER-11000 Plus-ERIOS®.....	59
Figura 17 – Aferição do torque final, após ciclagem mecânica com Torquímetro Digital Portátil TQ-680.....	60
Figura 18 – Espectros Raman do filme de DLC e do filme de CD-DLC	63

Figura 19 – Espectros Raman do filme de DLC e do filme deCD-DLC, evidenciando o deslocamento da curva.....	64
Figura 20 – Gráfico de colunas (média e desvio padrão) dos valores de RT (%), entre os grupos segundo o tipo de implante e o tratamento.....	67
Figura 21– Gráfico de médias de RT (%) por tipo de tratamento e conexão.....	69
Figura 22 – Imagens de MEV do mesmo parafuso (controle), aumento 105 x, para conexão hexagono externo qualificando o desgaste. A) parafuso antes da ciclagem mecânica e B) parafuso após a ciclagem mecânica.....	70
Figura 23 – Imagens de MEV do mesmo parafuso (controle), aumento 204 x, para conexão hexagonal interna antes e após ciclagem. A) parafuso antes da ciclagem mecânica e B) parafuso após a ciclagem mecânica.....	70
Figura 24 – Imagens de MEV do mesmo parafuso (filme DLC), aumento 204 x, para conexão hexágono externo qualificando o desgaste (seta). A) parafuso antes da ciclagem mecânica e B) parafuso após a ciclagem mecânica.....	71
Figura 25 – Imagens de MEV do mesmo parafuso (filme DLC), aumento 204 x, para conexão hexágono interno qualificando o desgaste (seta). A) parafuso antes da ciclagem mecânica e B) parafuso após a ciclagem mecânica.....	71

Figura 26 – Imagens de MEV do mesmo parafuso (filme CD-DLC), aumento 204 x, para conexão hexágono externo qualificando o desgaste (seta). A) parafuso antes da ciclagem mecânica e B) parafuso após a ciclagem mecânica..... 72

Figura 27 – Imagens de MEV do mesmo parafuso (filme CD-DLC), aumento 204 x, para conexão hexágono interno qualificando o desgaste (seta vermelha) e delaminação do filme (seta verde). A) parafuso antes da ciclagem mecânica e B) parafuso após a ciclagem mecânica..... 72

LISTA DE QUADROS E TABELAS

Quadro 1 - Descrição e fabricante dos materiais utilizados.....	40
Quadro 2 - Descrição dos equipamentos utilizados.....	42
Quadro 3 - Descrição dos instrumentais utilizados.....	43
Quadro 4 - Distribuição dos grupos experimentais.....	44
Quadro 5 - Análises qualitativas realizadas nos filmes de DLC e CD-DLC.....	65
Quadro 6 – Dados de torque e torque reverso para os grupos de parafusos sem revestimento.....	91
Quadro 7 - Dados de torque e torque reverso para os grupos de parafusos revestidos com filme de DLC.....	92
Quadro 8 - Dados de torque e torque reverso para os grupos de arafusos revestidos com filme de CD-DLC.....	93
Tabela 4 - Implante: HI. Formação de grupos homogêneos em relação ao torque reverso RT(%), após o teste de Tukey (5%).....	67

Tabela 5 - Valores de RT (%) médias e desvio padrão (dp) e valor de p para as conexões HE e HI do grupo controle (sem tratamento)..... 68

Tabela 6 - Valores de RT (%) médias e desvio padrão (dp) e valor de p para as conexões HE e HI do grupo com filme DLC..... 68

Tabela 7 - Valores de RT (%) médias e desvio padrão (dp) e valor de p para as conexões HE e HI do grupo com filme CD-DLC..... 68

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

Å	= Angstrom
a:C-H	= Carbono amorfo hidrogenado
atm	= Atmosfera
CC	= Conexão cônica
CD-DLC	= Carbono tipo Diamante dopado com partículas nanométricas de diamante
cm	= Centímetros
CO ₂	= Dióxido de carbono
CVD	= <i>Chemical Vapour Deposition</i> (Deposição Química a Vapor)
d	= dia
DLC	= <i>Diamond Like Carbon</i> (Carbono tipo Diamante)
eV	= Elétron-volt
g/cm ³	= Grama por centímetro cúbico
GPa	= Gigapascal
h	= Hora
HE	= Hexágono externo
HI	= Hexágono interno
HMDSO	= Hexametildisiloxano
IC	= Intervalo de confiança
INPE	= Instituto Nacional de Pesquisas Espaciais
ITA	= Instituto Tecnológico de Aeronáutica
L	= Litro
LAS	= Laboratório Associado de Sensores e Materiais
MEV	= Microscópio Eletrônico de Varredura
min	= Minuto
mL	= Mililitro

mm	= Milímetro
μL	= Microlitro
μm	= Micrômetros
N	= Newton / Número total de amostras
n	= Número de amostras por grupo
Ncm	= Newton centímetro
°C	= Graus Celsius
PECVD	= <i>Plasma Enhanced Chemical Vapour Deposition</i> (Deposição Química a Vapor Assistida por Plasma)
PVD	= <i>Physical Vapour Deposition</i> (Deposição Física a Vapor)
s	= Segundo
sccm	= <i>Standard cubic centimeters per minute</i> (centímetros cúbicos por minuto)
Ti CP	= Titânio comercialmente puro
UFC	= Unidade formadora de colônia
W	= Watts
Ω	= Ohm

Lepesqueur LSS. Efeito do recobrimento de filmes de carbono tipo diamante depositados a plasma na manutenção do torque de parafusos protéticos [dissertação]. São José dos Campos (SP): Instituto de Ciência e Tecnologia, UNESP – Univ Estadual Paulista; 2014.

RESUMO

Objetivo: Avaliar os valores de torque reverso RT(%) de parafusos protéticos de liga de titânio recobertos com um filme de carbono amorfo tipo diamante (DLC) e filme dopado com partículas de diamante (CD-DLC) comparando-os com parafusos sem tratamento (controle). **Método:** Foram utilizados 60 implantes de plataforma regular, divididos de acordo com o tipo de conexão (hexágono externo e hexágono interno) e o tratamento do parafuso protético (n=10): Grupo A1: hexágono externo/parafuso controle; Grupo A2: hexágono externo/parafuso com DLC; Grupo A3: hexágono externo/parafuso com CD-DLC; Grupo B1: hexágono interno/parafuso controle; Grupo B2: hexágono interno/parafuso com DLC; Grupo B3: hexágono interno/parafuso com CD-DLC. Os filmes de DLC e CD-DLC foram depositados pelo processo conhecido como PECVD (*Plasma Enhanced Chemical Vapour Deposition*). Os implantes foram inseridos em blocos de poliuretano e as coroas protéticas cimentadas sobre os pilares que foram parafusados aos implantes. O torque reverso foi mensurado após ciclagem mecânica (1.10^6 ciclos). A análise estatística foi realizada pelo teste Anova 1 fator e Teste de Tukey e Teste t-student com nível de significância de 5%. **Resultados:** A análise dos resultados mostraram que após a ciclagem mecânica o torque reverso RT(%) do grupo sem tratamento (A1) foi significativamente maior que a dos grupos DLC (A2) e CD-DLC (A3) ($p=0,0001$), para os parafusos das conexões HE. Entretanto não houve diferença estatística entre os grupos com e sem tratamento na manutenção do torque para os parafusos dos grupos de conexão HI ($p=0.5476$). **Conclusão:** Nas condições estudadas, concluiu-se que os parafusos revestidos com filmes DLC não foram efetivos na manutenção do torque reverso em relação aos parafusos sem tratamento para ambas as conexões avaliadas.

Palavras-chave: Implantes dentários. Torque. Propriedades de superfícies.

Lepesqueur LSS. Effects of diamond-like carbon films deposited in abutment screws the measurement of the loosening torque [dissertation]. São José dos Campos (SP): Institute of Science and Technology. UNESP – Univ Estadual Paulista; 2014.

ABSTRACT

Objective: To evaluate the values of reverse torque RT (%) of prosthetic screws titanium alloy coated with a film of diamond-like carbon (DLC) and DLC film doped with diamond particles (CD- DLC) comparing them with screws without treatment (control). Method: Sixty implants were divided into six groups according to the type of connection (external or internal hex) and type of abutment screw (n = 10): Group A1: external hexagon / screw control , Group A2: external hexagon / screw with DLC; group A3: external hexagon / screw with CD- DLC; group B1: internal hex / screw control; group B2: internal hex / screw with DLC; group B3: internal hex / screw with CD- DLC. The DLC films and CD - DLC were deposited by PECVD process (Plasma Enhanced Chemical Vapour Deposition). The implants were inserted into polyurethane resin, and crowns of nickel chrome cast were cemented and the abutments screwed into the implants. The reverse torque was measured after the mechanical cycling (1.106 cycles). Statistical analysis was performed by one factor ANOVA and Tukey's test, with significance level of 5%. Analysis was performed screws through scanning electron microscopy (SEM) before and after loading . Results: The results showed that after mechanical reverse torque RT (%) for the untreated group (A1) was significantly higher than the one of the DLC groups (A2) and CD -DLC (A3) ($p = 0.0001$). However, there was no statistical difference for the groups with and without coating in maintaining torque for the screws' internal hex connections ($p = 0.5476$). Conclusion: After mechanical cycling, the diamond-like carbon with and without doping of diamond on the screws for abutments, showed no improvement in maintaining the torque in external and internal hex connections.

Keywords: Dental implants. Torque. Surface properties.

1 INTRODUÇÃO

A utilização de implantes dentais osseointegrados como meio de transmissão de força ao osso alveolar em próteses dentárias tem sido uma alternativa comum no tratamento para a reabilitação funcional de pacientes parcial ou totalmente desdentados e vem apresentando altas taxas de sucesso (Ueda et al., 2004; Vasconcellos et al., 2005; Moraes et al., 2005; Wennerberg, Albrektsson, 2011). Porém, uma prótese implanto-suportadas pode estar sujeita à influência de forças externas (funcionais ou parafuncionais) e/ou internas (pré-carga) (Schwarz, 2000; Eskitascioglu et al., 2004), sendo que a magnitude destas forças pode induzir pressões e tensões sobre todos os componentes do complexo prótese-implante-osso, resultando na incidência de falhas mecânicas (Duyck et al., 2001; Cehreli et al., 2004; Kim et al., 2012).

As conexões protéticas de um implante podem ser divididas basicamente em três tipos: hexágono externo (HE), hexágono interno (HI), e conexão cônica, também denominada sistema cone morse (CM). A fixação do pilar protético ao implante se faz geralmente por meio de um parafuso de retenção. Este é rosqueado internamente ao implante, o que constitui uma retenção mecânica do conjunto. Porém, o afrouxamento do parafuso pode ocorrer com o tempo, causado por variados fatores como, por exemplo, a excentricidade das cargas mastigatórias aplicadas sobre a prótese (Byrne, 2006; Goodacre, 2003).

A indução de forças pode ser nociva à união parafusada, sobrecarregando os parafusos de retenção do pilar, principalmente em

restaurações do tipo unitárias, apresentando maior tendência ao afrouxamento por trabalharem isoladamente na distribuição das cargas oclusais durante a função mastigatória (Stüker et al., 2008; Cardoso et al., 2012; Assunção et al., 2012).

Os parafusos são considerados, na engenharia mecânica, um elemento de união de peças, sendo importante entender o seu funcionamento. O parafuso deve ser visto como uma mola rígida, algo que tenha elasticidade, mas que não tenha seu formato facilmente modificado, ou seja, logo que o torque rotacional for aplicado, deverá ocorrer um alongamento e, por conseguinte, um tensionamento entre a cabeça e os filetes em trabalho do parafuso. O torque aplicado aos parafusos é limitado tanto pela resistência flexural quanto pela interface osso implante, definindo, dessa maneira, o limite biológico de torque (McGlumphy et al., 1998).

A força de união gerada, quando é dado o torque no parafuso, é definida como pré-carga. Essa força é essencialmente axial é gerada ao longo eixo do parafuso e deve estar dentro do limite de deformação elástica do mesmo (Boggan et al., 1999).

Durante os ciclos mastigatórios há incidência multidirecional de forças sobre os componentes protéticos, e não há como eliminar a ação dessas forças na separação das estruturas. A cabeça do parafuso é comprimida contra seu sítio no componente protético, podendo assim reduzir a força de atrito. Se houver um desengate das roscas com diminuição da pré-carga, provocará um afrouxamento do parafuso (Martin et al., 2001).

O titânio e suas ligas são materiais que apresentam elevada resistência mecânica e a corrosão, temperatura de fusão alta (1820°C) e dureza excepcional. Tais propriedades contribuem na aplicabilidade desse metal em diversos setores, como na indústria aeroespacial e naval, indústria química e na medicina para produção de implantes cirúrgicos (Krýsa et al., 1997; González, Mirza-Rosca, 1999).

Entretanto, as ligas de titânio possuem coeficiente de atrito elevado e baixa durabilidade, estando sujeitas a falhas mecânicas de resistência à fadiga, principalmente pelo fato das ligas de titânio não serem efetivamente lubrificadas (Wu et al., 2000).

Na tentativa de diminuir o coeficiente de atrito, melhorar as propriedades mecânicas e tribológicas e aumentar a pré-carga do parafuso muitos estudos têm utilizado métodos de lubrificação seca dos parafusos, como a deposição de filmes de carbono tipo diamante (diamond-like-carbon - DLC), revestimento com ouro puro e revestimentos à base de nitreto (Kim et al., 2005; Byrne et al., 2006; Assunção et al., 2012).

Na odontologia, os filmes de DLC podem ser utilizados sobre roscas de parafusos protéticos em sistemas de implantes osseointegrados para diminuir o coeficiente de atrito, aumentar a pré-carga e, assim, reduzir a ocorrência clínica de afrouxamento dos parafusos (Martin et al., 2001; Kim et al., 2005).

Modificações nas propriedades dos filmes de DLC vêm sendo propostas por vários autores, de maneira a habilitar seu uso em aplicações específicas. A dopagem dos filmes de carbono com nanopartículas de prata, flúor e sílica são exemplos de alternativas para melhorar as propriedades tribológicas do filme (Gril, 2003; Marciano et al., 2009; Marciano et al., 2010). Para Lian et al. (2002) as propriedades dos filmes de DLC podem ser melhoradas significativamente quando há presença de nanocristais de diamante.

Entretanto, ainda não são conhecidos todos os efeitos da dopagem com nanopartículas de diamante no filme de DLC recobrindo parafusos utilizados nos sistemas de implante.

Poucos são os estudos que avaliaram a manutenção do torque utilizando parafusos recobertos com lubrificante sólido (Uzumaki et al., 2006; Basílio et al., 2012; Diez et al., 2012).

A partir do exposto, esse estudo investiga a influência do método PECVD (*Plasma Enhanced Chemical Vapour Deposition*) na deposição de diferentes filmes à base de DLC sobre as roscas de parafusos protéticos de liga de titânio na manutenção da pré-carga quando submetidos a testes de resistência à fadiga mecânica.

2 REVISÃO DE LITERATURA

Nesta seção se procurou dividir os assuntos estudados em sub tópicos, a fim de facilitar a compreensão, entretanto, eles se correlacionam em diferentes momentos, sendo esta divisão apenas para fins didáticos.

2.1 União parafusada: análise biomecânica

Uma junta é considerada parafusada quando duas estruturas são mantidas unidas por meio de um parafuso. Para McGlumphy et al. (1998) o valor considerado ideal de torque corresponde a 75% do torque necessário para produzir qualquer falha no parafuso. O parafuso sofrerá um afrouxamento apenas se as forças externas forem maiores que a força que as mantêm unidas. Essas forças que atuam no desacoplamento das partes são denominadas forças de separação, não há a necessidade de eliminação dessas forças para evitar o afrouxamento do parafuso, mas mantê-las abaixo do limiar da força de apertamento (Siamos et al., 2002).

O objetivo de aumentar o comprimento da parte lisa do parafuso visa proporcionar um ótimo alongamento deste durante a aplicação do torque bem como a redução no número de roscas à diminuição do atrito. O processo de apertar o parafuso consiste no alongamento da peça e pressionamento das partes resultando numa força de travamento. Uma forma de evitar o afrouxamento do parafuso é manter

a tensão de união entre as partes maiores que as forças que tendem a separá-las (McGlumphy et al., 1998).

Segundo Burguete et al. (1994), a aplicação do torque e da pré-carga são influenciados pela força de atrito entre as roscas do parafuso e do implante. O coeficiente de atrito é dependente de fatores como a dureza do material, rugosidade de superfície, lubrificação e velocidade de apertamento do parafuso.

Martin et al. (2001) avaliaram a pré-carga gerada em quatros diferentes tipos de parafusos disponíveis comercialmente. Para isso foram utilizados 80 implantes de conexão hexagonal externa (3,75 x 15 mm Implant Innovations, BioMet 3i, USA) incluídos em resina acrílica, 20 de cada tipo de parafusos Gold-Tite (Gt), TorqTite(Tt), Gold alloy (Ga), e titanium alloy (Ta) foram distribuídos aleatoriamente em 2 grupos, sendo o Grupo1 testado com torque de 20 Ncm e Grupo2 a 32 Ncm, para a medição dos torques e cálculo indireto da pré-carga. Então foram realizadas as 5 medições sequenciais de torque, com intervalos de 5 minutos para cada ciclo de reapertamento e o cálculo indireto da pré-carga. Os parafusos com superfícies tratadas dos grupos (Gt) e (Tt) obtiveram menor coeficiente de atrito gerando maiores valores de pré-carga que os parafusos convencionais.

Como meio de minimizar o efeito de sedimentação, também chamado de efeito de relaxamento, que é considerado um dos fatores que promovem o afrouxamento da união parafusada, o parafuso deverá ser reapertado após 10 minutos dado o torque inicial. Para isso, se recomenda a utilização de instrumentos mecânicos para a medição do torque garantindo que sejam respeitados os valores recomendados pelo fabricante (Siamos et al., 2002; Winkler et al., 2003)

Ortorp et al. (2005), avaliaram o efeito da pré-carga obtida nos parafusos de retenção de infraestrutura de titânio fresadas por um sistema Cad-Cam (Procera R Implant Bridge, Nobel Biocare AB, Goteborg, Sweden) e uma infraestrutura fundida em liga áurica antes e

após a aplicação do material de cobertura estética. Foram fresadas 10 infraestruturas de titânio compondo uma peça única que foi dividida em 2 grupos com 5 infraestruturas cada, para serem revestidos com porcelana e resina acrílica e comparadas com o grupo controle de 5 infraestruturas fundidas em ouro em peça única. A pré-carga foi mensurada por uma célula de carga de 1000 N (HBM, S2 1000 N, HBM, Darmstadt, Germany), novos parafusos de ouro e pilares protéticos foram utilizados em medição. A pré-carga foi similar para as duas infraestruturas testadas. Após torques repetidos, a pré-carga alcançada foi menor em ambas estruturas. Não houve diferença significativa quanto à pré-carga antes ou após a aplicação do revestimento. Já a rugosidade dos parafusos não carregados foram maiores que em parafusos carregados.

Byrne et al. (2006) compararam a pré-carga induzida na aplicação de torque variados de 10, 20 e 30 Ncm em parafusos de liga de titânio, liga de ouro e ouro revestido, sendo que todos eram semelhantes quanto à geometria, por meio de extensimetria. Dois tipos de pilares foram utilizados, isto é, pilares pré-fabricados e pilares fundidos. Os parafusos foram submetidos a três ciclos de apertamentos para cada nível de torque totalizando nove aferições para cada parafuso. O melhor desempenho foi evidenciado no grupo de parafuso de ouro revestido para ambos os tipos de pilares, gerando as maiores pré-cargas para todos os torques de inserção e para cada episódio de aperto, os parafusos de liga de titânio apresentaram valores de pré-carga 10% maiores que os parafusos de liga de ouro. Porém, todos os parafusos exibiram uma diminuição da pré-carga após cada ciclo de apertamento, independente do tipo do pilar e do torque realizado.

Guda et al. (2008) verificaram a variação da pré-carga gerada em diferentes condições de lubrificação e coeficiente de atrito utilizando a análise em elemento finito, alcançaram uma ótima pré-carga em ambientes lubrificados em 50% dos implantes, sendo que o módulo de elasticidade da liga utilizada no parafuso foi considerado um fator

relevante. Verificou-se, também, que o coeficiente de fricção e o torque de apertamento são os fatores mais ressaltantes na determinação da pré-carga, entretanto, existe um limite para a diminuição do coeficiente de atrito, abaixo do qual é perdida a pré-carga desenvolvida.

Park et al. (2010) realizaram um estudo em que foram comparadas as pré-cargas em parafusos revestidos de carboneto de carbono tungstênio (WC/CTa) com parafusos de liga de titânio (Ta) para três diferentes sistemas de conexão de implantes, (hexágono externa, conexão cônica interna de 8°, conexão cônica interna de 11°). Foram mensurados o ângulo de rotação, a força de compressão e o torque de remoção antes e após a ciclagem mecânica. O torque de remoção inicial foi maior em todos os grupos para os parafusos sem revestimento, porém, após o carregamento, os parafusos com tratamento de superfície apresentaram melhor manutenção de torque. Neste estudo, os parafusos revestidos obtiveram uma pré-carga maior que os não revestidos em todas as três conexões testadas. A porcentagem de perda de pré-carga foi maior na conexão hexágono externo, no entanto, não houve diferença significativa entre as conexões internas.

Segundo o estudo realizado por Assunção e colaboradores em 2011, a ciclagem mecânica pode reduzir os valores de microdureza de *Vickers* dos parafusos protéticos. Eles compararam o efeito da ciclagem mecânica e dos desajustes da prótese implanto suportada sobre a microdureza de *Vickers* do parafuso de retenção em implantes com conexões do tipo hexágono externo. As próteses que possuíam maiores valores de desajuste revelaram uma menor redução dos níveis de microdureza, apesar de, aparentemente, esse resultado indicar que o nível de desadaptação não afetou o enfraquecimento do parafuso. Pode-se sugerir que a diminuição da resistência pode ter ocorrido em áreas não avaliadas nesse estudo, podendo ocasionar complicações a longo prazo.

2.2 Conexões entre pilares protéticos e implantes

Khraisat et al. (2002) descreveram que as conexões hexagonais internas foram desenvolvidas com o objetivo de melhorar a adaptação entre os hexágonos e estabelecer uma interface mais estável, aumentando, assim, a resistência e reduzindo, consequentemente, complicações como afrouxamento ou fratura do parafuso de fixação. De acordo com esse autor os implantes de hexágono externo apresentam um índice maior de complicações em relação aos internos, principalmente, em relação à resistência à fratura e a desaperto do parafuso de fixação. Contatou-se que as falhas mecânicas são mais frequentes nesse tipo de conexão, e tendem a ocorrer no parafuso de fixação. O que sugere que as conexões internas possuem uma resistência mecânica maior em relação às externas.

No estudo de Húngaro (2002) foram comparados, por método de análise de elementos finitos, um sistema de implantes de hexágono interno e outro de hexágono externo. Verificou-se que o desenho do implante de hexágono interno contribui efetivamente para a proteção do parafuso do pilar intermediário. Dessa maneira, se reduz a concentração de tensões no parafuso protético, sugerindo que esse tipo de fixação não necessite de um torque elevado para manter a estabilidade de fixação do pilar protético.

Akour et al. (2005) compararam o efeito da força de compressão cíclica no afrouxamento do parafuso do pilar protético em implantes de conexões hexagonais externo e interno através do método de análise de elemento finito. Os resultados revelaram que o implante de hexágono externo apresenta uma tensão total mais elevada que o hexágono interno, tanto em relação à tensão de contato quanto de deflexão, sugerindo que o sistema anti-rotacional interno tem menor potencial de fratura do conjunto

implante/pilar, além de menor risco de afrouxamento e fratura do parafuso protético.

Bernardes et al. (2006) realizaram um estudo no qual foi analisada a distribuição de tensões sobre peças semelhante ao implante com as mesmas dimensões, modificando-se apenas o tipo da conexão: hexágono externo (HE) e hexágono interno (HI) por meio de análise fotoelástica. Foram aplicadas cargas compressivas nas direções axiais e deslocada 6,5 mm do centro sobre os modelos. Para a carga aplicada axial não foi encontrada nenhuma diferença estatística significativa. Entretanto, para a carga não-axial, quando analisada a região de plataforma, foi constatada uma diferença significativa entre as conexões. Sendo que nas duas análises os implantes HI apresentaram os menores valores. E quando à aplicação da carga não-axial o grupo HE apresentou 12,93% a mais de concentração de tensão.

Piermatti et al. (2006) examinaram em ambiente controlado, os efeitos da conexão sobre a estabilidade do parafuso protético. Quatro sistemas de implantes foram testados: Bio-Lok (externo), Zimmer (interno); Nobel Biocare (externo); e Astra Tech (interno). Dez amostras de cada sistema foram carregadas a 200 N de intensidade por 1 milhão de ciclos. Os parafusos foram apertados de acordo com as recomendações do fabricante. As amostras Bio-Lok perderam uma média de 10% dos valores de torque original, o grupo Astra Tech perdeu quase todo o torque e se soltou, enquanto Zimmer e Nobel perderam uma média de 50% do torque, mas não afrouxaram. Pode-se concluir, a partir deste estudo, que embora as conexões internas sejam consideradas superiores as externas, isso não ficou comprovado neste experimento.

Chun et al. (2006) descreveram um trabalho com objetivo de investigar o efeito da distribuição das tensões de 3 diferentes tipos de pilares protéticos, para implantes HE e HI, submetidas a cargas inclinadas utilizando do método de elemento finito. Foi verificado neste estudo que o sistema de hexágono interno gerava a menor tensão em todas as

condições testadas. Concluiu-se, então, que o tipo de pilar utilizado tem uma influência significativa sobre a distribuição de estresse no osso, devido a diferentes mecanismos de transferência de carga e às diferenças no tamanho da região de contato entre o pilar e implante.

Lehmann e Elias (2008) avaliaram as tensões transmitidas ao osso por implantes com o desenho cônico, comparando os implantes com conexões hexágono externo e interno, por meio do método de elemento finito, simulando uma reabilitação na região de pré-molares. Sabe-se que as tensões transmitidas ao tecido ósseo cortical podem gerar uma reabsorção óssea ao redor dos implantes. Nesse estudo verificou-se que os implantes de hexágono externo apresentam uma maior concentração de tensões nessa região em comparação ao interno que, portanto, transferem tensões menores ao osso cortical. No entanto, ambas as conexões apresentaram, nessa região, a maior intensidade de tensões encontradas.

Rudi et al. (2008) por meio de análise de elemento finito (MEF) estudaram a distribuição de tensões entre os implantes de conexão hexágono externo e interno. Nesse estudo, foram aplicadas cargas oclusais sobre as coroas com as intensidades de 200 N, 500 N e 1000 N, e os torques aplicados nos parafusos protéticos foram de 110, 320 e 550 N/mm. Foi verificado que as tensões geradas pelas cargas mastigatórias influenciam principalmente os implantes de conexão HE, no entanto, nos implantes HI as tensões geradas são influenciadas pelo torque aplicado sobre o parafuso de fixação.

Gonçalves et al. (2010) realizaram um estudo retrospectivo e prospectivo de casos de pacientes que chegaram à emergência do Centro de Pós-Graduação da Academia de Odontologia do Estado do Rio de Janeiro por um período de 3 meses, visando o levantamento da incidência de afrouxamentos das próteses instaladas. No total, foram avaliados 44 pacientes por quatro profissionais. Houve uma maior incidência de afrouxamentos dos parafusos nas próteses sobre implantes de conexão

hexágono externo (84%). Pode-se concluir que há uma relação entre as falhas identificadas com o tipo de conexão do implante, bem como há relação da prótese com o dente antagonista dentro das limitações desse estudo.

Nishioka et al. (2011) analisaram a distribuição de esforços variando o tipo de conexão protética e o posicionamento dos implantes. Três implantes de hexágono externo, hexágono interno e cone morse foram embutidos no centro de cada bloco de poliuretano instalados com configuração linear e compensada. Quatro extensômetros (SG) foram posicionados na superfície do bloco de poliuretano, nos quais SG1 foi colocado mesialmente, de modo adjacente ao implante A, SG2 e SG3 foram colocados mesial e distalmente de modo adjacente ao implante B e SG4 foi colocado distalmente de modo adjacente ao implante C. Os parafusos oclusais das trinta supra-estruturas foram apertados com torque de 10 Ncm usando o dispositivo controlador manual de torque. Os autores verificaram que não houve diferença quando variada a posição compensada dos implantes, assim como o efeito das diferentes conexões HI e CM não teve significância.

Gracis et al. (2012) realizaram um estudo retrospectivo no qual foram utilizados 7 estudos in vitro que avaliavam o nível ósseo do implantes com conexões externas e internas. Não houve estudo que comparou diretamente a influência das conexões dos implantes aos pilares. Foram incluídos 14 estudos clínicos sobre o pilares de metal e 5 estudos clínicos sobre pilares de zircônia. Observou-se que a complicação citada frequentemente nos estudos estava relacionada com o afrouxamento do parafuso de fixação da prótese, havendo uma ocorrência maior nos implantes de hexágono externo.

2.3 Complicações biomecânicas na implantodontia

Dentre as falhas citadas nos artigos, o afrouxamento do parafuso que retém a prótese ao implante é citado como a complicação protética mais frequente nas reabilitações por implantes (Scholander, 1999; Priest, 1999), estando em 57% das avaliações clínicas de dois e três anos (Jemt, 1991) e em 7,1% em seu estudo de acompanhamento clínico longitudinal de 10 anos (Priest, 1999). Os implantes com junções internas diminuem a quantidade de tensão gerada. Sendo que a conexão hexagonal interna apresenta uma melhor distribuição de tensão que as junções hexagonais externas (Maeda et al., 2006).

Diversos estudos concluíram que as fraturas do sistema de fixação ocorrem principalmente em próteses de mais de um elemento, em região posterior com *cantilevers*, com presença de forças oclusais de grande magnitude ou associada a bruxismo, pois esses fatores geram uma sobrecarga de flexão maior (Rangert et al., 1995; Schwarz, 2000)

Para Schwarz (2000) as complicações mecânicas presentes na prótese implanto suportada são influenciadas pela magnitude das forças oclusais às quais esses componentes são submetidos, ocorrendo frequentemente um afrouxamento da união parafusada como também a fratura desse componente. Para manutenção da estabilidade da união parafusada é necessário respeitar fatores como: a aplicação de uma pré-carga adequada, a adaptação entre o implante e o pilar protético e a presença de um sistema anti-rotacional eficaz. Sabe-se que os sistemas anti-rotacionais do tipo hexágono externo apresentam certa liberdade rotacional, aproximadamente 4°, o que com o tempo promove uma micromovimentação durante a carga funcional com consequente redução da pré-carga (Binon, 1996; Binon, 1998). O sistema

de conexão cônica produz um encaixe friccional com zero de rotação entre os componentes, mantendo uma maior estabilidade da junta parafusada.

Goodacre et al. (2003) realizaram uma revisão de literatura de estudos publicados entre o período de 1981 e 2001, com intuito de identificar quais os tipos e a frequência de ocorrência de complicações encontradas em reabilitações com implantes dentais. As publicações foram agrupadas de acordo com o tipo de complicação identificada (cirúrgica, perda de implante, perda de tecido peri-implantar, estética, fonética, mecânica). Foram relatados um grande número de complicações mecânicas como o afrouxamento do parafuso de prótese (7%); afrouxamento do parafuso do pilar (6%); fraturas parafuso de prótese (4%); fraturas parafuso do pilar (2%).

2.4 Afrouxamento da união parafusada

Em um estudo realizado em 2002, Siamos et al., mensuraram o torque em 40 parafusos de pilares protéticos divididos em três grupos (sem carga e sem reapertamento, sem carga com reapertamento, com carga com reapertamento), os torques foram realizados com auxílio de um torquímetro a 25, 30, 35 e 40 Ncm, foi verificado que o reaperto, após 10 minutos, deve ser realizado, e que o aumento do valor de torque para parafusos de pilar acima de 30 N-cm pode beneficiar a estabilidade do pilar-implante e diminuir a ocorrência de afrouxamento.

Tan e Nicholls (2002), verificaram que há variação da pré-carga induzida no apertamento de parafusos quando se utilizam de diferentes dispositivos aplicadores de torque. O estudo demonstrou que quando o aperto final da prótese é realizado por chaves digitais, a pré-

carga alcançada é menor do que a ideal, sendo este procedimento considerado inadequado para a manutenção da estabilidade da união parafusada a longo prazo. A pré-carga gerada em parafusos protéticos de liga de ouro foi aferida por meio de extensimetria quando realizado apertamento, utilizando-se de diferentes aplicadores de torque. Os valores de pré-carga foram registrados por três extensômetros colados na superfície de cada um dos 5 pilares protéticos. Torquímetros manual e eletrônico foram utilizados para o apertamento dos parafusos, como também, uma chave manual operada por três diferentes operadores. O torque, quando aplicado por um dispositivo eletrônico, alcançou níveis de pré-carga 67% maiores que a considerada ótima. O fator operador foi relevante quando utilizadas as chaves manuais para aplicação final de torque.

Em 2008, Stuker et al., avaliaram a pré-carga e os valores de torque de remoção de três diferentes tipos de parafusos protéticos (ouro, titânio e titânio com superfície tratada) aplicando-se um torque equivalente a 30 Ncm por meio de extensimetria. Segundo os dados obtidos nesse estudo, pode-se concluir que 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.

Kim et al. (2010) testaram a relação entre o nível de torque aplicado e a fixação de pilares protéticos em cinco diferentes tipos de interface de conexão implante-pilar: grupo HE, grupo HI, grupo conexão cônica de corpo único, grupo octagonal interna e grupo octagonal interna corpo único totalizando 50 implantes (n=10). O torque foi realizado por um torquímetro digital nos valores de 5, 10 e 30 Ncm, e repetido o torque de 30Ncm após um intervalo de 10 min. Também, foi mensurado a sedimentação entre as roscas por um micrômetro digital, por comparação do comprimento total. Como resultados desse estudo,

obtiveram que, a realização de um torque repetido garante a fixação dos componentes, sendo maior no grupo HI e menor no grupo HE em todos os níveis de torque testados. No entanto, o padrão de fixação foi estabilizado, após o segundo reapertamento na faixa de torque de 30 Ncm, o que demonstra a necessidade de se realizar, pelo menos, um torque repetido com auxílio de um dispositivo de controle de torque, no intervalo de 10 minutos, tanto em procedimentos clínicos quanto laboratoriais, para reduzir os efeitos do fator sedimentação.

Barbosa et al. (2011) aferiram a perda de torque de parafusos submetidos a ciclos de reapertamento, concluindo que a perda do torque, após o torque inicial, é maior do que após a aplicação de ciclos de reapertamentos posteriores, pois, o padrão de perda de torque é mantido mais estável. Isso pode ser explicado pelo fato de que torques sucessivos podem remover as irregularidades na superfície do parafuso, diminuindo, assim, o atrito, e favorecendo o alcance de uma pré-carga maior.

Cardoso et al. (2012) avaliaram os torques de remoção de parafusos protéticos em implantes HE variando as condições dos pilares protéticos com e sem anti-rotacional, submetidos à ciclagem mecânica. O estudo demonstrou que repetidos ciclos de reapertamento do parafuso protético reduz progressivamente o torque de remoção, embora a ausência do hexágono, na base do pilar, não obteve significância sobre o torque.

Yao et al. (2011) investigaram as diferentes direções de momentos de torção que as conexões de implantes são submetidas e seu efeito sobre a retenção do parafuso de fixação. Para isso foram utilizados conjuntos de parafusos de conexão hexagonal interna e seus respectivos pilares e parafusos de fixação, divididos em 4 grupos com 5 amostras por grupo, variando o tipo de carregamento: grupo C recebeu carga cêntrica, grupo R, carga excêntrica com direcionamento horário e grupo L carga excêntrica no sentido anti-horário e grupo O não foi aplicada carga. Foi

definida como torque perdido a diferença entre o torque inicial e torque reverso. Não houve diferença estatística entre os grupos analisados, o que pode ser atribuído ao mecanismo anti-rotacional entre os componentes, porém, a microscopia eletrônica de varredura realizada no corpo do hexágono, após o carregamento, mostrou um polimento nos cantos dos lados do hexágono que sofreram compressão, quando variada a direção de aplicação das cargas nos grupos R e L.

Saboury et al. (2012) verificaram a influência de ciclos repetidos de torque em parafusos protéticos entre pilares usinados e fundidos para implantes de pequeno diâmetro. Foram utilizados 3 grupos com $n=5$, sendo que no grupo 1 foram utilizados pilares de titânio usinados, grupo 2, pilares retos fundidos com liga à base de ouro e no grupo 3, pilares angulados a 25° fundidos na mesma liga, repetidos cinco ciclos de reapertamento do parafuso protético. Todos os grupos testados apresentaram uma redução do torque inicial aplicado, no entanto, observou-se uma menor perda de torque do grupo 2 de 6,9%, porém não houve diferença estatística entre os grupos 1 e 2. A maior perda de torque foi encontrada no grupo 3 com 19,1% como, também, foi este o único grupo que apresentou fratura de parafusos.

2.5 Filmes finos de carbono tipo diamante: métodos de deposição e propriedades

Os filmes finos de carbono tipo diamante (Diamond-like carbono - DLC) têm sido estudados recentemente, devido às suas propriedades mecânicas e pela sua aplicabilidade em diversas áreas da indústria e da ciência como a engenharia, medicina, aeronáutica entre outras. A função de um filme é modificar a característica da superfície do material recoberto sem promover alterações no corpo do substrato. Deste modo o material obtém novas propriedades físicas e químicas na sua

camada superficial. No caso específico dos filmes de DLC, sabe-se que os mesmos apresentam baixo coeficiente de atrito, sendo utilizado amplamente como lubrificante sólido e também possui outras propriedades como alto grau de dureza, inércia química, e elevada resistência ao desgaste e biocompatibilidade (Morrison et al., 2006; Capote et al., 2006). Os filmes de carbono tipo diamante têm sido amplamente utilizados, em escala industrial, na composição de equipamentos e dispositivos (Robertson, 2002). No entanto, a aplicação na área odontológica ainda é reduzida, limitando-se à utilização em fios ortodônticos (Muguruma et al., 2011) e a crescente aplicação em parafusos de fixação protética (Assunção et al., 2012; Basílio et al., 2012). Está sendo estudado o uso do DLC como uma alternativa para o tratamento de superfície de implantes dentários, na tentativa de melhorar os padrões de osseointegração comparados aos tratamentos já realizados comercialmente (De Maeztu et al., 2007). Outra aplicação de filmes finos na odontologia está sendo realizada com filmes de sílica (SixOy), para tratamento da superfície de cerâmicas à base de zircônia, melhorando sua compatibilidade com os cimentos resinosos e aumentando a energia de superfície do material (Piascik et al., 2009; Piascik et al., 2011).

Filmes de carbono tipo diamante apresentam uma mistura das três hibridizações sp , sp^2 e sp^3 ; no diamante há hibridizações do tipo sp^3 e na forma grafite há hibridizações tipo sp^2 . O DLC contém uma quantidade significativa de hibridizações sp^3 sendo considerada uma forma metaestável do carbono amorfo. Suas propriedades são similares às do diamante, como o baixo coeficiente de atrito, dureza, resistência ao desgaste e transparência óptica (Robertson, 2002).

Há diversas técnicas de deposição de filme de DLC, tais como a deposição química a vapor por plasma (PECVD), o alvo de grafite (*sputtering*), arco de descarga, deposição por laser pulsado (PLD), e deposição assistida de feixe de íons (IBAD). Os principais métodos de

deposição de filmes finos de DLC: são o químico (CVD – chemical vapour deposition) e físico (PVD – physical vapour deposition). Ambas as técnicas permitem que seja realizada a manipulação dos parâmetros de deposição, dessa forma a espessura do filme, a deposição de multicamadas de diferentes composições, a possibilidade da obtenção de filmes de materiais puros podem ser controlados (Capote et al., 2006).

Capote, em 2006, estudou a deposição de filmes de DLC pelo método de PECVD. Essa técnica utiliza-se da decomposição de hidrocarbonetos a plasma. A vantagem do processo a plasma é que ele dissocia os gases em espécies com elevada reatividade química (ex. elétrons, íons, radicais, etc.) e, portanto, é possível depositar filmes de boa qualidade, mesmo com temperaturas relativamente baixas, comparadas aos processos químicos convencionais. Nesse estudo, os substratos utilizados foram placas de sílica, de aço inoxidável e de liga de titânio (Ti_6Al_4V), e a caracterização do filme foi realizada por perfilometria ótica. A carga crítica e o coeficiente de atrito foram aferidos por tribometria, a dureza, por teste de micro-indentação e a análise da microestrutura do filme, por espectroscopia de espalhamento. Obteve-se elevada aderência do filme com os diferentes substratos, baixo coeficiente de atrito e elevada dureza.

Basílio et al. (2012) compararam a eficácia do tratamento de parafusos protéticos com filme de carbono tipo diamante dopado com tungstênio com parafusos não revestidos no afrouxamento de pilares protéticos de zircônia, quando submetidos à carga cíclica, e sua resistência à fratura sob aplicação de carga estática. Neste estudo, foram utilizados implantes de conexão HE, ciclados a uma angulação de 30° $0,5 \times 10^6$ ciclos e uma frequência de 15 Hz. Conclui-se que ambos os grupos tinham a mesma capacidade de manutenção da pré-carga, não havendo diferença significativa após a ciclagem mecânica. Já no grupo com parafuso sem tratamento, as médias alcançadas de pré-carga foram mais elevadas e a média de resistência à fratura foi de $527,4 \pm 55,4$ N. O

revestimento sobre os parafusos tem a propriedade de reduzir o atrito entre as superfícies para aumentar a pré-carga, no entanto, este pode afetar a resistência friccional, resultando em um torque reverso menor para os parafusos com revestimento. Os parafusos e a base dos pilares foram analisados por meio de microscopia eletrônica de varredura e constatou presença de danos como linha de fratura, perda de estrutura nos pilares de zircônia após a ciclagem mecânica, entretanto, nos parafusos nenhum dano foi encontrado.

No estudo de Assunção et al. (2012), foram utilizados os valores de torque e destorque para estimar, de forma indireta, os valores de pré-carga, retidos em parafusos com diferentes tipos de revestimentos (ouro, DLC, nitreto). Nesse estudo, pôde-se concluir que os parafusos revestidos por DLC apresentaram melhor manutenção do torque que os revestidos por nitreto de alumínio, porém, ambos reduziram o coeficiente de fricção e apresentaram uma resistência ao desgaste aumentada. Embora os parafusos de titânio não possuíssem revestimento, eles obtiveram o melhor desempenho na manutenção de torque final.

Radi et al. (2011) concluiu que a incorporação de nanopartículas de diamante com tamanho médio de 4 nm diminuía ligeiramente a rugosidade, apresentando o mapa de atrito mais homogêneo. Este resultado sugere que, filmes CD-DLC (filme de DLC dopado com partículas nanométricas de diamante) com partículas de diamante de tamanho médio de 4 nm são incorporadas na estrutura do filme de DLC devido à sua semelhança de tamanho com os grãos do filme de DLC, ocupando os nano-espacos entre grãos de DLC.

Almeida et al. (2013) realizaram um estudo *in vitro* onde foi avaliado a atividade celular de fibroblastos, utilizando substratos revestidos por carbono tipo diamante com incorporação de variadas concentrações de nanocristais de diamantes, visando o desenvolvimento de próteses articulares utilizadas em ortopedia e a crescente aplicação biomédica dos filmes de carbono tipo diamante.

3 PROPOSIÇÃO

3.1 Objetivo geral

Avaliar os valores de torque de desaperto de parafusos revestidos com filmes de DLC, utilizados em pilares protéticos de próteses sobre implantes submetido à ciclagem mecânica.

3.2 Objetivos específicos

- a) comparar o torque de afrouxamento de parafusos de diferentes conexões interna e externa;
- b) comparar o efeito da manutenção do torque entre os grupos controle, filme DLC e o CD-DLC;
- c) analisar as alterações na estrutura dos parafusos utilizados por microscopia eletrônica de varredura (MEV), antes e após ciclagem mecânica.

A hipótese a ser testada nesse estudo é se a manutenção do torque será maior nos parafusos tratados com filme carbono tipo diamante dopado com diamante nas conexões em estudo.

4. MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Material

Os materiais utilizados nesse estudo foram classificados como materiais de consumo, equipamentos e instrumentais e estão descritos no Quadro 1.

Quadro 1 - Descrição dos materiais utilizados

(continua)

Materiais de consumo			
Material	Descrição	Fabricante	Composição
30 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
30 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
30 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

Quadro 1 - Descrição dos materiais utilizados.

(conclusão)

Materiais de consumo			
30 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
30 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
30 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
Resina de poliuretano	Resina de Poliuretano F16 com carga mineral RZ 30150	Axson, França	---
Cera para fundição	Cera para enceramento Geo Classic	Renfert	---
Espaçador	Esmalte	L'Oréal Brasil Comercial de Cosméticos Ltda	---
Liga para fundição	NiCr	VeraBond®	---
Cimento à base de óxido de zinco	Cimento Temp Bond NE	Kavo – Kerr , USA	---

Quadro 2 - Descrição dos equipamentos utilizados

Equipamentos		
Equipamentos	Descrição	Fabricante
Torquímetro Digital Portátil TQ-680	Torquímetro Digital Portátil TQ-680 Instrutherm	Instrumentos de Medição Ltda, São Paulo, SP, Brasil
Torquímetro manual	---	Conexão Sistemas de Prótese, São Paulo, Brasil
Simulador de Fadiga Mecânica	Simulador de Fadiga Mecânica ER-11000 Plus	ERIOS® Equipamentos Técnicos e Científicos Ltda, São Paulo, SP, Brasil
Microscópio eletrônico de varredura (MEV)	Microscópio eletrônico de varredura (MEV) Inspect S50	Hillsboro, Oregon USA
Morsa de bancada	Morsa para furadeira 2,5kg	Ferrari, Inds e Metalúrgica Caracol Ltda.
Fresadora	1000Max Milling Machine	Bio-Art Equipamentos Odontológicos Ltda
Dispositivo para cimentação	---	Delineador modificado
Cortadeira elétrica	Isomet 1000	Buehler Ltd., IL, USA
Paquímetro Digital	Paquímetro Digital Absolute	Mitutoyo Sul Americana, São Paulo, SP, Brasil

Quadro 3 – Descrição dos instrumentais utilizados

Instrumentais		
Material	Descrição	Fabricante
Instrumentais para enceramento	Gotejadores e lecron.	Duflex SS White Rio de Janeiro - RJ /Brasil
Chave digital	Chaves quadrada (1,3mm) e hexagonal (1,2mm)	Conexão Sistemas de Prótese, São Paulo, Brasil
Chave de instalação	Chave manual par instalação implante HE	Conexão Sistemas de Prótese, São Paulo, Brasil
Chave de instalação	Chave manual par instalação implante HI	Conexão Sistemas de Prótese, São Paulo, Brasil
Fresas	---	Conexão Sistemas de Prótese, São Paulo, Brasil

4.2 Métodos

4.2.1 Grupos experimentais

Para a realização da pesquisa foram utilizados 60 implantes com conexão tipo HI e HE de dimensões 4,0 x 13 mm, e

plataforma protética de 4,0 mm de diâmetro e 60 pilares comercialmente conhecidos como munhão personalizado ou pilar de preparo com plataforma regular de 4,0 mm de diâmetro. Os pilares e implantes foram aleatoriamente distribuídos em seis grupos experimentais, utilizando denominação A para implantes de conexão externa e B para conexão interna e de acordo com o tipo de parafuso utilizado para instalação do pilar protético 1 - sem tratamento, 2 - filme de DLC e 3 - filme CD-DLC.

Quadro 4 - Distribuição dos grupos experimentais

Grupos	Número de Amostras	Implante	Conexão	Filme no parafuso de titânio	Marca comercial
Grupo A1	10	Master Grip	HE	—	Conexão Sistemas de Prótese
Grupo A2	10	Master Grip	HE	DLC	Conexão Sistemas de Prótese
Grupo A3	10	Master Grip	HE	CD-DLC	Conexão Sistemas de Prótese
Grupo B1	10	Conect Ar	HI	—	Conexão Sistemas de Prótese
Grupo B2	10	Conect Ar	HI	DLC	Conexão Sistemas de Prótese
Grupo B3	10	Conect Ar	HI	CD-DLC	Conexão Sistemas de Prótese

4.2.2 Confeções dos corpos de prova - instalação dos implantes

Os 60 implantes foram instalados em blocos de resina de poliuretano (Poliuretano F16 com carga mineral RZ 30150-Axson, França) com módulo de elasticidade de 3,6 GPa. Foram deixados expostos 3 mm das roscas do implante simulando perda óssea marginal crítica (ISO 14801; Khraisat et al., 2002; Khraisat et al., 2004). Para posicionamento dos implantes foi utilizada uma fresadora 1000 Max Milling Machine (Bio-Art Equipamentos Odontológicos Ltda) com uma peça reta permitindo a fresagem na inclinação de 90° em relação ao plano do bloco de poliuretano (Figura 1 e 2).



Figura 1 - Fresadora 1000Max Milling Machine (Bio-Art Equipamentos Odontológicos Ltda).

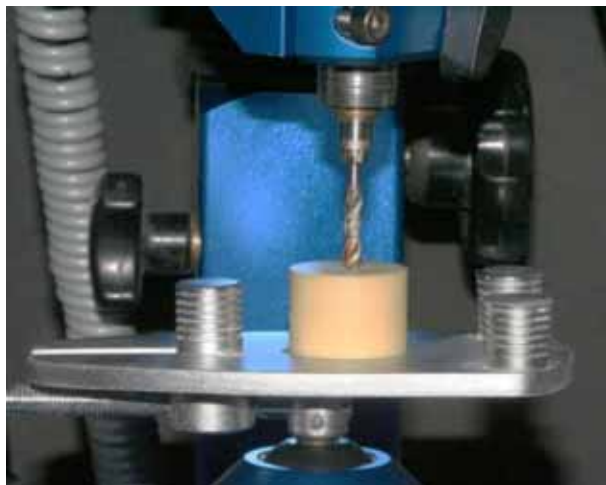


Figura 2 - Fresagem dos bloco com fresa cirúrgica.

Os implantes foram instalados com auxílio de uma catraca manual adaptada a uma chave de instalação manual, estando o bloco estabilizado por uma morsa de bancada para permitir a padronização do torque 45 N durante a instalação do implante (Figura 3).



Figura 3 - Instalação do implante com catraca manual.

4.2.3 Deposição do filme de DLC

Os procedimentos de deposição foram realizados no Departamento de Física do Instituto Tecnológico de Aeronáutica (ITA), São José dos Campos, SP, Brasil

A deposição dos filmes DLC e CD-DLC foi realizada sobre os discos de liga de titânio e placas de silício previamente à deposição sobre os parafusos protéticos, para a realização das análises qualitativas dos filmes e determinar as melhores condições para obtenção de um filme que possuísse adequada aderência e qualidade para realização da pesquisa.

As amostras utilizadas para caracterização do filme (discos) passaram por um processo de lixamento e polimento da superfície proporcionando a padronização da rugosidade superficial. Utilizou-se uma sequência de lixas de granulação decrescente até alcançar um polimento médio de $8,1 \pm 0,7$ nm. Posteriormente ao polimento, os discos passaram por um processo de limpeza em cuba ultrassônica por 15 minutos em álcool isopropílico; em seguida, foi realizada a limpeza com plasma de argônio, por 10 minutos no reator de deposição, onde a amostra foi bombardeada por íons de argônio (Figura 4). Esse processo proporciona a remoção dos óxidos e impurezas superficiais, contribuindo para a adesão do filme ao substrato.

Os filmes foram crescidos por deposição química a vapor assistida por plasma (PECVD), em uma câmara a vácuo cilíndrica (18 L) (Figura 5A), operado com fonte de potência DC negativa pulsada com frequência de 25 kHz (Figura 5B), sendo o porta-amostras polarizado com a tensão negativa e o corpo do reator aterrado. Para que os filmes de DLC e CD-DLC tivessem boa aderência aos substratos de titânio foi necessário depositar uma intercamada de um filme contendo carbono,

oxigênio e silício à temperatura de aproximadamente 500°C. Este filme de aproximadamente 100 nm de espessura foi depositado utilizando, como precursor, o vapor de hexametildissiloxano - HMDSO ($C_6H_{18}OSi_2$) a uma pressão de 10-2 Torr. O bombardeamento iônico, devido à bainha catódica do processo PECVD (da ordem de -800 V), juntamente com a temperatura de 500°C propiciou a difusão de átomos de carbono e de silício formando uma rede cristalina no titânio criando uma intercamada de elevada aderência.

O precursor para a deposição dos filmes de DLC e CD-DLC foi o hexano (C_6H_{14}), sendo que para o filme CD-DLC o hexano continha nanopartículas de diamante. A concentração de partículas de diamante em hexano foi de 2 g por litro de hexano. A pressão e a potência de deposição foram mantidas em torno de 150 *m* Torr e 200 W, respectivamente. O tempo de deposição foi da ordem de 90 minutos para os filmes de DLC ou CD-DLC.



Figura 4 - Vista do porta-amostras durante o processo de deposição (plasma de argônio) através da janela do reator.



Figura 5 - A) reator para deposição dos filmes de DLC por PECVD; B) fonte de descarga contínua acoplada ao reator.

4.2.3.1 Análise de carga crítica (L_c) pela técnica de *Scratch test*

As amostras foram analisadas pela técnica *scratch test*, na qual se verifica a adesão do filme ao substrato. Esta análise gera resultados de carga crítica (L_c) que informa a magnitude de força em que o filme perde a adesão do substrato. Para sua realização a amostra é submetida ao riscamento por uma ponta de diamante Rockwell-C, e a magnitude de força dada em newtons determina o estado de adesão. Essa deve ser a primeira variável em análise, ao se iniciar o processo de caracterização do filme depositado.

4.2.3.2 Perfilometria dos filmes de DLC e CD-DLC

Para a realização da perfilometria dos filmes obtidos foi utilizado um perfilômetro (Alpha-Step 500, Tencor, EUA), disponível no

Laboratório Associado de Sensores e Materiais (LAS), do Instituto Nacional de Pesquisas Espaciais (INPE) (Figura 6). Para a execução dessa técnica, a leitura é realizada por uma ponta de diamante que percorre a superfície da amostra, realizando uma leitura da topografia da amostra (Bonetti, 2008).

Nesse estudo foram utilizadas amostras de silício para realização da leitura em perfilômetro. Para isso, durante o processo de deposição dos filmes, um substrato de silício foi colocado no porta-amostra juntamente com os discos de titânio em cada deposição realizada. Esse substrato de silício foi parcialmente coberto por um outro fragmento de silício, para formar um degrau entre a superfície exposta, na qual o filme se depositou, e a parte coberta que ficou sem o filme, permitindo, assim, a leitura da espessura do filme e a taxa de deposição quando a ponta de diamante do perfilômetro deslizesse sobre a superfície da amostra de silício



Figura 6 – Perfilômetro utilizado para medir a espessura dos filmes de DLC.

4.2.3.3 Análise dos filmes de DLC por espectroscopia de espalhamento Raman

A avaliação da qualidade dos filmes DLC e CD-DLC foi realizada por meio da espectroscopia de espalhamento Raman, por meio de um espectrômetro Raman Renishaw 2000. O espectrômetro possui um laser de argônio de comprimento de onda de 514,5 nm, as análises foram realizadas no LAS/INPE (Figura 7).

A espectroscopia Raman trata-se de um método amplamente utilizado por ser não destrutivo e de execução relativamente simples. O método fornece informações relativas à estrutura dos materiais como os filmes de DLC e das quantidades relativas de híbridos do tipo sp^2 e sp^3 . Para a análise do substrato o aparelho deve ser calibrado a partir de uma amostra de diamante.



Figura 7 – Sistema utilizado para a análise de espectroscopia de retro espalhamento Raman.

Quando analisado o espectro de diamante, ele apresenta uma única banda centrada em 1332 cm^{-1} , no entanto, a análise do cristal de grafite apresenta uma banda centrada em 1580 cm^{-1} . Materiais de carbono amorfo possuem espectros Raman típicos com as duas bandas G e D, centradas respectivamente entre 1560 cm^{-1} e 1350 cm^{-1} . Na Figura 8 apresenta-se um gráfico de um espectro Raman típico de um filme de DLC obtido por PECVD.

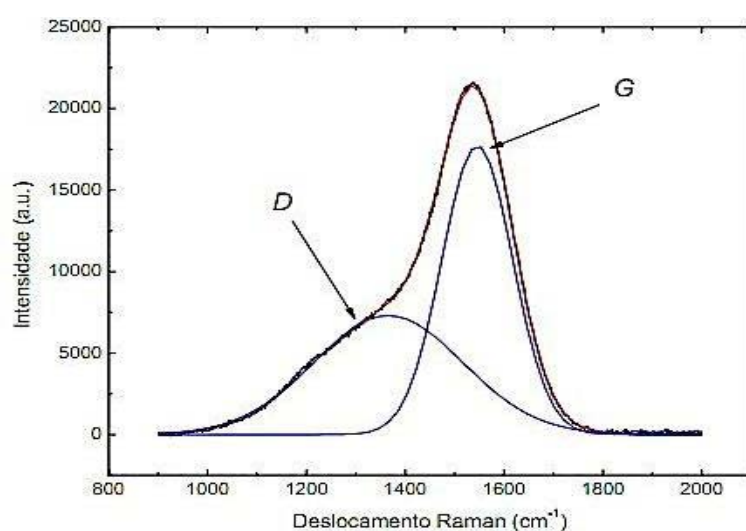


Figura 8 – Espectro Raman de um filme de carbono amorfo hidrogenado obtida por plasma de metano, pela técnica PECVD (Bonetti, 2008).

Após obtenção dos espectros, os dados foram analisados com auxílio de um programa computacional *OriginPro 8*.

4.2.3.4 Deposição dos filmes nos parafusos protéticos

Antes de serem colocados no reator a plasma, os parafusos foram limpos em cuba ultrassônica por 15 minutos em álcool isopropílico (Figura 9). Em seguida foram posicionados no porta-amostras dentro do reator (Figura 10) para a limpeza com plasma de argônio, por 10 minutos.



Figura 9 – Limpeza dos parafusos em cuba ultrassônica por 15 minutos.

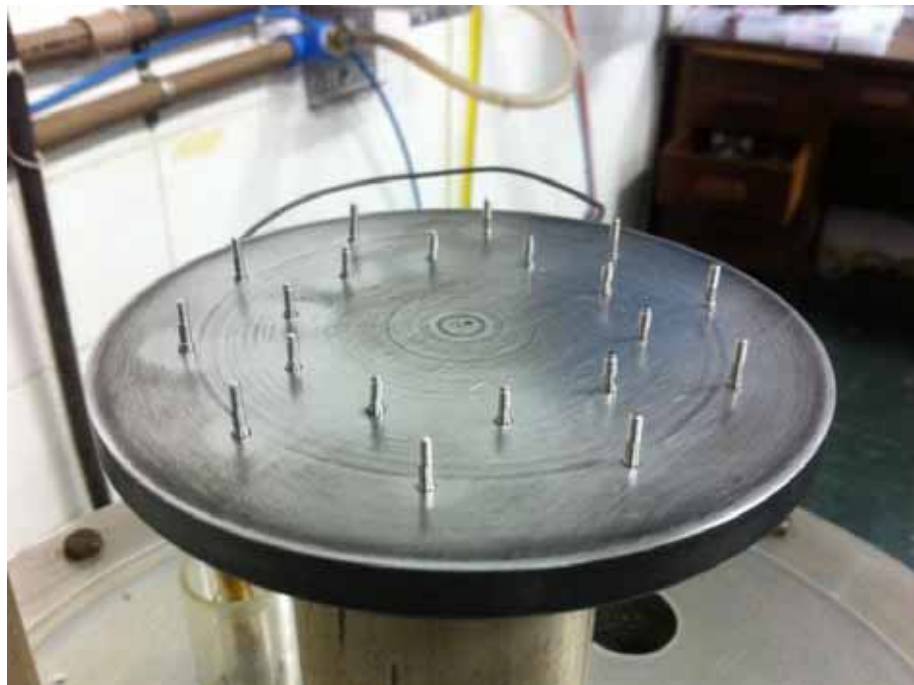


Figura 10 - Vista dos parafusos posicionados no porta-amostra no interior do reator (aberto) com 20 parafusos de titânio, antes do processo de deposição.

Nos parafusos dos grupos A2 e B2 foi realizada a deposição de filmes de DLC e nos grupos A3 e B3 foi depositado o filme de CD-DLC (dopado com nanopartículas de diamante).

Os parâmetros de deposição foram os mesmos utilizados na deposição prévia realizada nos discos para caracterização do filme.

4.2.4 Confeção da coroa experimental

Foi instalado em cada implante o pilar correspondente. Esses pilares foram seccionados por um cortadeira (IsoMet 1000, Buehler Ltd., IL, USA), (Figura 11) para padronização da altura dos componentes em 8 mm (Figura 12) e parafusados aos implantes com auxílio de uma chave digital apropriada.



Figura 11 - Cortadeira Isomet 1000, (Buehler Ltd., USA).

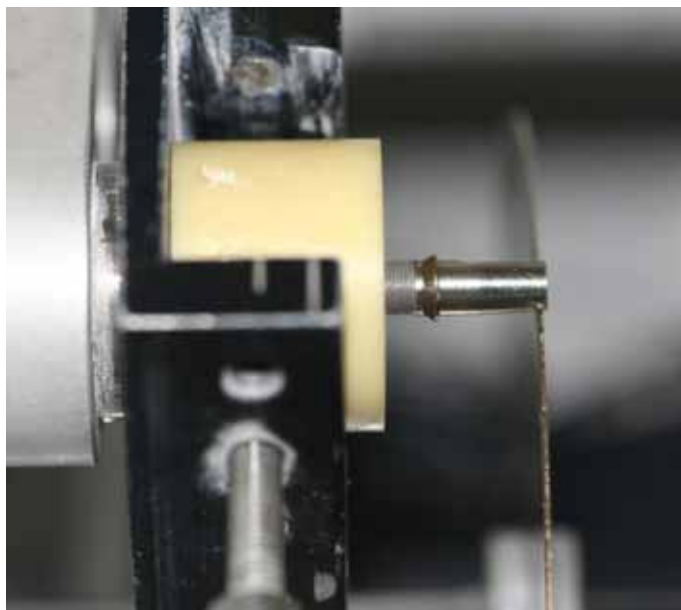


Figura 12 - Corte dos pilares na Isomet 1000 com disco diamantado, (Buehler Ltd., USA)

Para padronização e obtenção da parte coronária (coroa), foi aplicado duas camadas de espaçador sobre cada pilar e, posteriormente, realizado o enceramento de uma coroa total, na forma tronco cônica, com diâmetro e altura oclusal de 8 mm. Essas coroas possuem um orifício de acesso ao parafuso para permitir a realização dos testes de torque e destorque, de acordo com a metodologia proposta por Binon (1996) (Diez et al., 2012; Kano et al., 2006). Para padronização da dimensão das coroas foi realizada a medição com auxílio de um paquímetro digital (Absolute, Mitutoyo Sul Americana, São Paulo-SP), para obtenção de coroas com dimensões semelhantes (Figura 13). Os enceramentos foram fundidos em liga de níquel cromo (VeraBond®). Após fundição as coroas passaram por um processo de jateamento com óxido de alumínio com granulação de $125\mu\text{m}$, para a remoção de sujidades e imperfeições decorrentes do processo de fundição.



Figura13 - Enceramento das coroas, medição com paquímetro digital.

As coroas fundidas foram cimentadas com cimento à base de eugenol (Temp Bond - Kerr, USA) foi utilizada cera utilidade para proteção do orifício, impedindo extravasamento de cimento nessa região. O cimento foi manipulado de acordo com as recomendações do fabricante e levado ao interior da coroa a qual foi cimentada com uma pressão de 500g determinada por uma prensa estática (Figura 14), mantidas por 10 minutos para posterior remoção dos excessos. Estando os corpos de prova prontos para serem submetidos aos testes de torque, ciclagem mecânica e destorque.



Figura 14 - Cimentação das coroas com auxílio do dispositivo de carga de 500 g.

4.2.5 Aplicação do torque inicial

Inicialmente, as amostras foram posicionadas numa morsa para estabilização do conjunto, o aperto dado por uma chave de torque hexagonal 1,2 mm e chave quadrada acoplada a um torquímetro digital que foi posicionada perpendicularmente sobre a cabeça do parafuso do pilar. Foi utilizado um torque de 20 Ncm para conexão hexagonal interna e 30 Ncm para a externa em concordância com o fabricante, aplicada lentamente por um operador calibrado. Um retorque com o mesmo valor foi realizado, após 10 minutos, reduzindo a acomodação inicial entre as superfícies contactantes parafuso/implante (Siamos et al., 2002).

Para ser realizado o apertamento do parafuso, os corpos-de-prova foram posicionados individualmente ao dispositivo aplicador de torque - Torquímetro Digital Portátil TQ-680 (Instrutherm Instrumentos de Medição Ltda, São Paulo, SP, Brasil) permitindo uma reprodução precisa do torque em cada parafuso a ser testado (Figura 15).



Figura 15 - Aplicação do torque inicial com Torquímetro Digital Portátil TQ-680.

4.2.6 Ensaio mecânico de fadiga – ciclagem mecânica

Após a fixação do conjunto coroa/pilar sobre os implantes os corpos-de-prova foram submetidos a ensaio de fadiga mecânica (Simulador de Fadiga Mecânica ER-11000 Plus-ERIOS® Equipamentos Técnicos e Científicos Ltda). Este simulador possui um sistema operacional mecânico, elétrico e computacional que atende aos requisitos exigidos para a realização de ciclagem mecânica para indução de fadiga.

Para isso, os espécimes foram posicionados e fixados, para evitar seu deslocamento na máquina de ciclagem mecânica, enquanto aplica-se a carga sobre as supraestruturas.

Diante das variações descritas na literatura para determinar a força utilizada durante o procedimento de ciclagem

mecânica (Binon, 1996; Khraisat et al., 2004; Tsuge, Hagiwara, 2009; Park et al., 2010) os corpos de prova nesse estudo foram submetidos a aplicação de forças médias 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 milhão de ciclos, o que representa aproximadamente 12 meses de função simulada (Figura 16), submerso em água a temperatura de $37 \pm 2^\circ\text{C}$ (Lee et al., 2002; Khraisat et al., 2004).



Figura 16 - Ciclagem mecânica - Simulador de Fadiga Mecânica ER-11000 Plus-ERIOS®

4.2.7 Registro do torque reverso pós-carregamento

Finalizado o ensaio mecânico, o parafuso do pilar foi submetido ao torque reverso (Figura 17), calculando-se a quantidade de torque remanescente em cada união parafusada, sendo esta aferição realizada pelo torquímetro anteriormente citado. Os valores do torque

reverso são, então, transformados em porcentagens relacionadas ao torque inicial, dada pela seguinte fórmula:

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

Os valores obtidos foram anotados em fichas pré-elaboradas (Apêndices A, B e C), e os resultados submetidos a análises estatísticas.



Figura 17 - Aferição do torque final, após ciclagem mecânica com Torquímetro Digital Portátil TQ-680.

4.2.8 Análise em microscopia eletrônica de varredura

Foram selecionadas três amostras de cada grupo para observação em microscópio eletrônico de varredura (MEV), para investigação de eventuais alterações na estrutura dos parafusos utilizados que pudessem ocorrer durante o ensaio. Desta forma, os parafusos foram analisados à procura de eventuais danos à sua estrutura física, como microfraturas ou microtrincas, possíveis deformações e desgastes em suas roscas.

Esta análise em MEV foi realizada em 2 momentos distintos do estudo de 3 amostras de cada grupo experimental: (I) após a remoção dos parafusos das embalagens do fabricante, pois componentes se apresentaram íntegros e (II) após a realização do torque reverso.

É necessário salientar que, previamente, a segunda etapa de análise no MEV, os corpos-de-prova foram submetidos a um procedimento de limpeza, para eliminação de debris que eventualmente pudessem estar acumulados sobre as superfícies dos componentes, provenientes da manipulação e do desgaste das superfícies contactantes durante a realização dos testes. A limpeza foi realizada com a imersão em álcool isopropílico em cuba ultrassônica por um período de 20 minutos.

4.2.9 Análise estatística

As médias dos torques de desaperto dos parafusos, após o ensaio de fadiga, foram submetidas à análise estatística pela análise de variância Anova 1 fator e Teste de Tukey com nível de significância de 5%, e Teste t-Student para comparação entre as conexões HE e HI.

5 RESULTADOS

5.1 Análises qualitativas dos filmes

As análises qualitativas dos filmes de DLC e CD-DLC foram realizadas nas placas de silício e nos discos de titânio com dimensões de 35 mm de diâmetro a fim de caracterizar as deposições descritas a seguir:

5.1.1 Resultados de carga crítica (L_c) pela técnica de *scratch test*

A carga crítica obtida foi maior nos filmes de DLC com valor de $27,8 \pm 0,27$ N, já nos filmes CD-DLC, o valor resultante foi de $25,7 \pm 3,0$ N. Assim, o padrão de adesão de ambos os filmes ao substrato foram semelhantes, embora a carga crítica necessária para delaminação do filme CD-DLC ter sido menor, não alterou sua adesividade ao titânio.

5.1.2 Medidas de espessura dos filmes DLC

A espessura dos filmes de DLC medidas através de perfilometria óptica nas placas de silício, foi de $2,6 \pm 0,1$ μm para o filme de DLC e $2,42 \pm 0,12$ μm para o filme CD-DLC. As espessuras de ambos

os filmes foram semelhantes, devido à igualdade do tempo de deposição dos filmes.

5.1.3 Análise qualitativa por espectroscopia de espalhamento RAMAN (ID/IG)

Os valores obtidos da razão das intensidades integradas (I_D/I_G) para os filmes de DLC foram de $0,32 \pm 0,03$ e $0,37 \pm 0,02$ para o CD-DLC. Valores semelhantes encontrados para ambos os filmes demonstraram que a dopagem com nanopartículas de diamante não provocou uma alteração estrutural dos filmes (Figura 18).

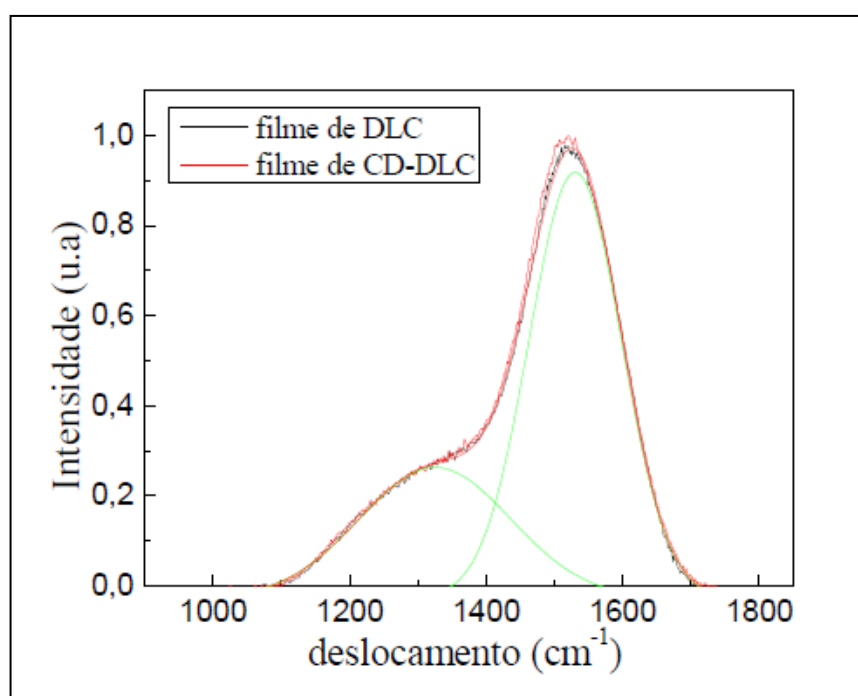


Figura 18 – Espectros Raman do filme de DLC e do filme de CD-DLC.

Pelas intensidades da banda G, mostradas na Figura 19, observamos um leve deslocamento da curva relativa ao filme CD-DLC, quando comparada com a curva do filme de DLC. Esse pode ser um

indício de que haja um aumento no número de estados sp^3 nos filmes que contenham diamante em sua composição.

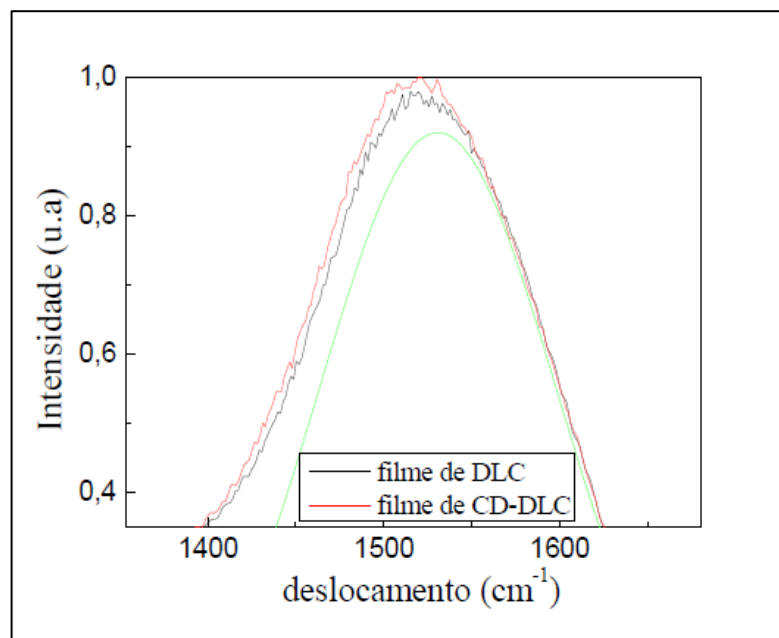


Figura 19 – Espectros Raman do filme de DLC e do filme de CD-DLC, evidenciando o deslocamento da curva.

5.1.4 Medidas de rugosidade dos filmes DLC

A rugosidade aferida nos filme de DLC foi de $71,9 \pm 5,9$ nm e nos filmes CD-DLC o valor encontrado foi de $50,5 \pm 3,8$ nm. A redução da rugosidade obtida no filme CD-DLC pode ser justificado pelo fato das nanopartículas de diamante preencherem os nano espaços entre os grãos de DLC depositados formando uma superfície mais homogênea (Radi et al., 2011).

Segue abaixo um quadro com todos os resultados das análises qualitativas realizadas para caracterizar os filmes de DLC e CD-DLC neste estudo. (Quadro 4)

Quadro 5 - Análises qualitativas realizadas nos filmes de DLC e CD-DLC

Análises Qualitativas	Filme DLC	Filme CD-DLC
Carga crítica (<i>L_c</i>)	27,82 ±0,27N	25,7 ±3,07N
Espessura dos filmes (μm)	2,6±0,1μm	2,42±0,12μm
Espectroscopia de espalhamento RAMAN (ID/IG)	0,32 ±0,03	0,37 ±0,02
Rugosidade dos filmes (nm)	71,9 ± 5,9nm	50,5 ± 3,8nm

5.2 Análise da manutenção de torque em parafusos protéticos

Os valores de torque e de torque reverso foram aferidos e anotados em fichas para realização das análises estatísticas. Para os dados obtidos foram calculadas as porcentagens do torque reverso RT (%). Constatou-se que as médias dos valores de RT(%) dos grupos apresentavam padrões de normalidade, permitindo a aplicação dos testes estatísticos Anova 1 fator e Tukey (5%).

Para os grupos A1, A2 e A3, que compõem, respectivamente, os grupos de implantes de conexão hexágono externo, os dados obtidos de RT (%) mostraram-se homocedásticos, Levene's

Test ($p=0,860$), portanto foi aplicado o teste Anova 1 fator, que revelou diferença significativa entre os grupos ($p=0,0001$). O teste de comparações múltiplas Tukey (5%) mostrou que o grupo A1 (sem tratamento) apresentou um torque reverso maior estatisticamente significativo comparado aos grupos tratados A2 e A3 (Tabela 1 e 2).

Tabela 1 – Estatística descritiva dos valores de torque reverso RT (%), encontrados para os grupos com conexão do tipo HE

Grupos	Média	Desvio Padrão	Mínimo	Máximo
A1	83,76	12,57	63,70	99,01
A2	52,43	11,98	22,98	60,80
A3	54,40	11,74	28,38	74,67

Tabela 2 - Implante: HE. Formação de grupos homogêneos em relação ao torque reverso RT(%), após o teste de Tukey (5%)

Implante	Tratamento	Grupos Homogêneos
HE	Controle	A
	DLC	B
	CD-DLC	B

Os dados de RT (%) obtidos dos grupos B1, B2 e B3, que correspondem aos grupos com conexão hexágono interno, Levene's Test ($p=0,779$), foram submetidos ao teste Anova 1 fator e Tukey (5%) não apresentando diferença estatística entre os diferentes grupos de tratamento dos parafusos ($p=0.5476$), (Tabela 3 e 4).

Tabela 3 – Estatística descritiva dos valores de torque reverso RT (%), encontrados para os grupos com conexão do tipo HI

Grupos	Média	Desvio Padrão	Mínimo	Máximo
B1	75,50	19,85	23,88	96,08
B2	68,73	16,83	47,06	112,14
B3	75,77	9,88	59,11	96,17

Tabela 4 - Implante: HI. Formação de grupos homogêneos em relação ao torque reverso RT(%), após o teste de Tukey (5%)

Implante	Tratamento	Grupos Homogêneos
HI	Controle	A
	DLC	A
	CD-DLC	A

Na figura 20 pode-se observar as médias e o desvio padrão do RT (%) para cada grupo avaliado nesse estudo. Nota-se, no grupo A1 (sem tratamento), a maior média encontrada entre os grupos avaliados para conexão HE, no entanto, no grupo B1, B2 e B3 houve uma semelhança entre os valores das médias alcançadas.

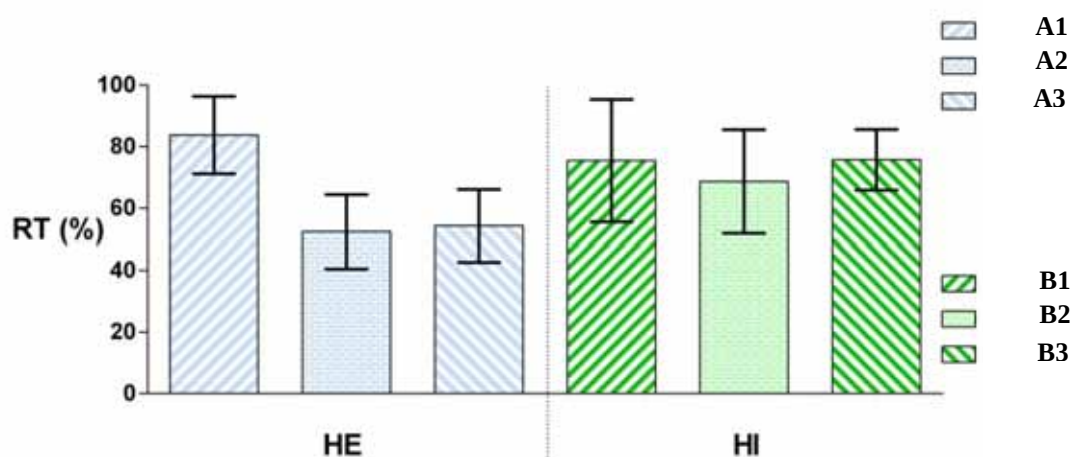


Figura 20 - Gráfico de colunas (média e desvio padrão) dos valores de RT (%), entre os grupos segundo o tipo de implante e o tratamento.

Para a comparação entre os grupos HE e HI foi utilizado o Teste t-Student para cada tipo de tratamento.

Nos grupos controle A1 e B1 (Tabela 5) não foi encontrada diferença significativa entre a variável em análise (conexão), no entanto para os grupos DLC, A2 e B2 (Tabela 6) e os grupos CD-DLC A3 e B3 (Tabela 7) o desempenho da conexão HI foi significativamente melhor que a HE.

Tabela 5 - Valores de RT (%) médias e desvio padrão (dp) e valor de p para as conexões HE e HI do grupo controle (sem tratamento)

Grupos	Média	Dp	p
A1	83,75 A	12,57	0,28
B1	75,50 A	19,85	0,28

Letras distintas na vertical diferem entre si pelo test t ($p \leq 0,05$)

Tabela 6 - Valores de RT (%) médias e desvio padrão (dp) e valor de p para as conexões HE e HI do grupo com filme DLC

Grupos	Média	Dp	p
A2	54,43 A	11,98	0,02
B2	68,73 B*	16,83	0,02

*Letras distintas na vertical diferem entre si pelo test t ($p \leq 0,05$)

Tabela 7 - Valores de RT (%) médias e desvio padrão (dp) e valor de p para as conexões HE e HI do grupo com filme CD-DLC

Grupos	Média	Dp	p
A3	54,40 A	11,74	0,0003
B3	75,77 B*	9,88	0,0004

*Letras distintas na vertical diferem entre si pelo test t ($p \leq 0,05$)

Na figura 21, apresenta-se um gráfico relacionando as médias de RT (%) entre as conexões HE e HI e o tratamento realizado no parafuso protético.

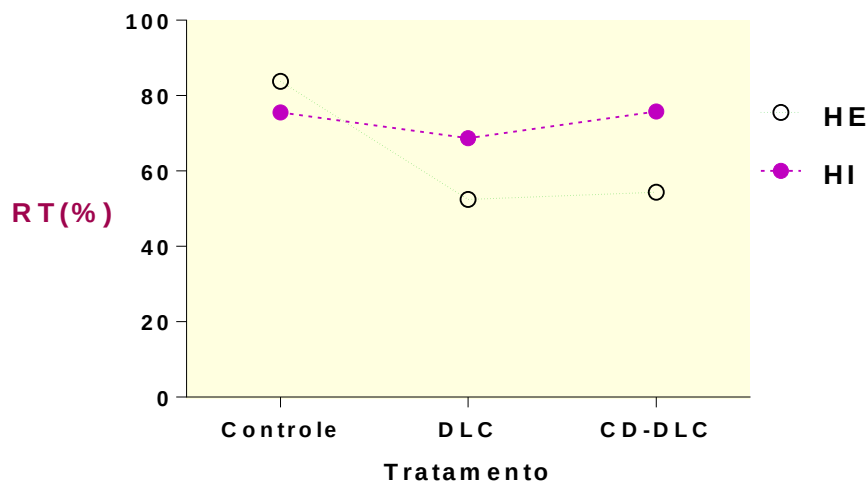


Figura 21 - Gráfico de médias de RT (%) por tipo de tratamento e conexão.

5.3 Análise em microscopia eletrônica de varredura

As imagens obtidas por microscopia eletrônica de varredura, antes e após a ciclagem mecânica dos parafusos, permitiram a realização de uma análise qualitativa dos desgastes na estrutura dos parafusos, sendo que os danos mais nítidos foram encontrados nos parafusos das conexões hexagonais externas. Os parafusos sem tratamento para conexão HE apresentaram danos à estrutura da rosca dos parafusos como ilustrado na (Figura 22B), quanto aos parafusos para conexão HI, não foram encontrados danos nas amostras analisadas.

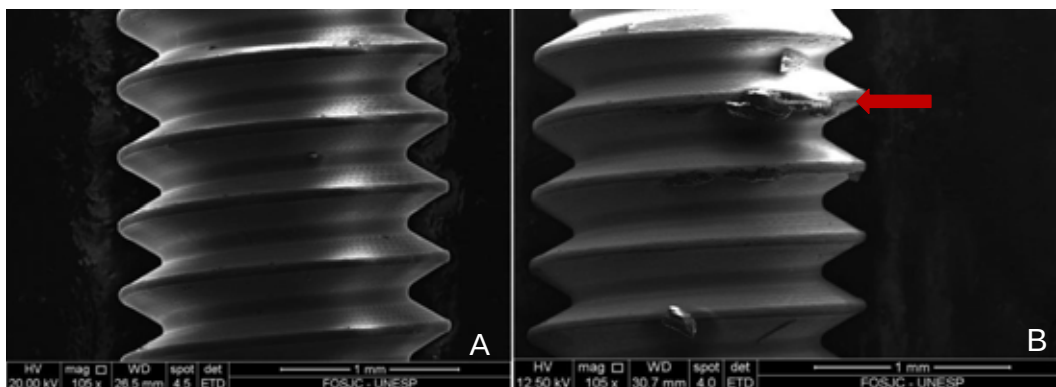


Figura 22 – Imagens de MEV do mesmo parafuso (controle), aumento 105 x, para conexão hexágono externo qualificando o desgaste. A) parafuso antes da ciclagem mecânica e B) parafuso após a ciclagem mecânica.

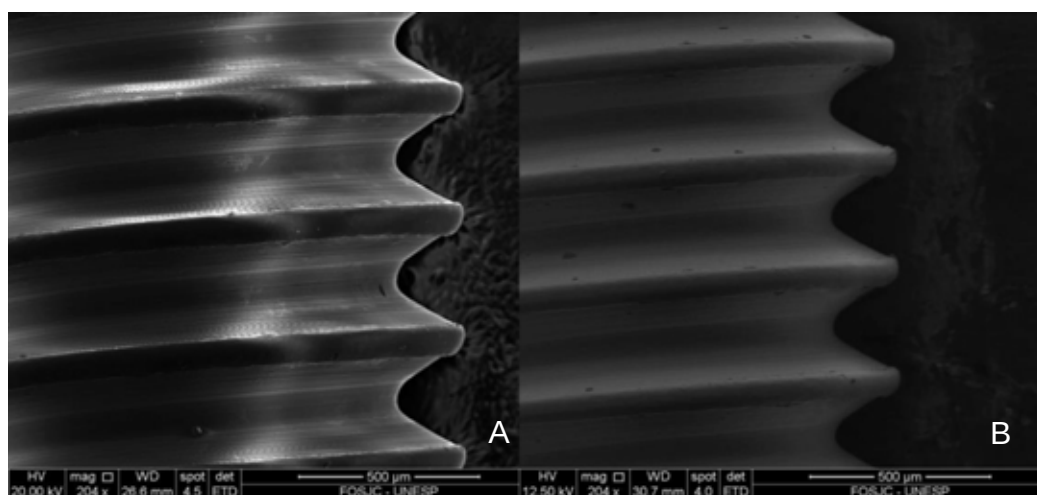


Figura 23 – Imagens de MEV do mesmo parafuso (controle), aumento 204 x, para conexão hexagonal interna antes e após ciclagem. A) parafuso antes da ciclagem mecânica e B) parafuso após a ciclagem mecânica.

As análises de MEV, nas amostras recobertas com filme de DLC, indicaram que os parafusos usados em ambas às conexões não apresentaram danos estruturais, porém, o desgaste do filme foi encontrado principalmente nas amostras utilizadas para a conexão HE (Figura 24B).

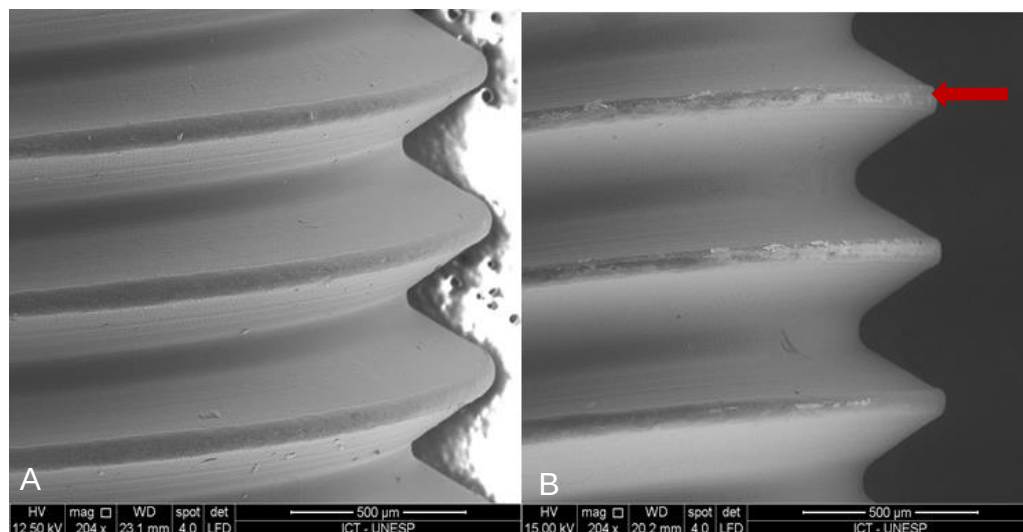


Figura 24 – Imagens de MEV do mesmo parafuso (filme DLC), aumento 204 x, para conexão hexágono externo qualificando o desgaste (seta). A) parafuso antes da ciclagem mecânica e B) parafuso após a ciclagem mecânica.

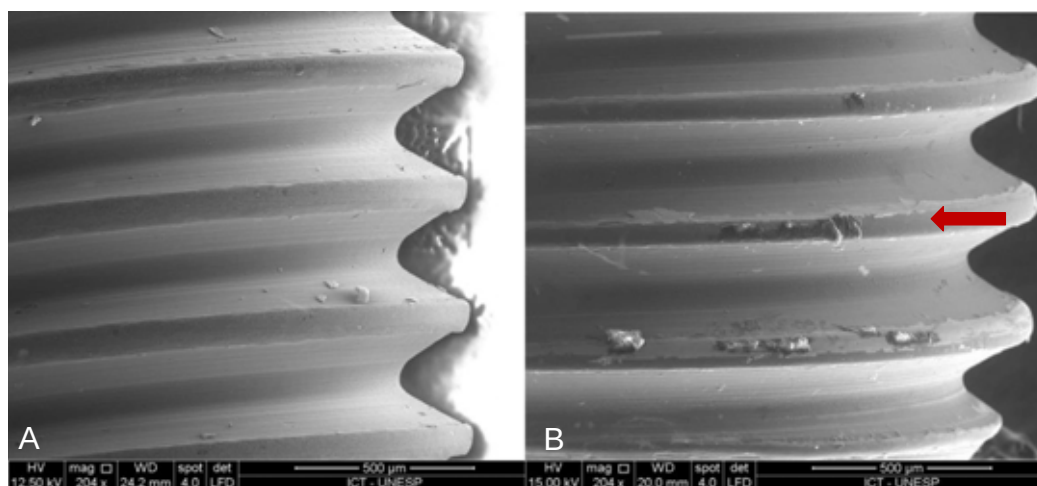


Figura 25 – Imagens de MEV do mesmo parafuso (filme DLC), aumento 204 x, para conexão hexágono interno qualificando o desgaste (seta). A) parafuso antes da ciclagem mecânica; B) parafuso após a ciclagem mecânica.

Os parafusos recobertos com filme CD-DLC apresentaram uma morfologia superficial heterogênea, mostrando um padrão granuloso. Na Figura 26B, pode-se notar um desgaste no filme (seta), na região do vértice da rosca do parafuso, porém, sem achados de danos à estrutura do parafuso.

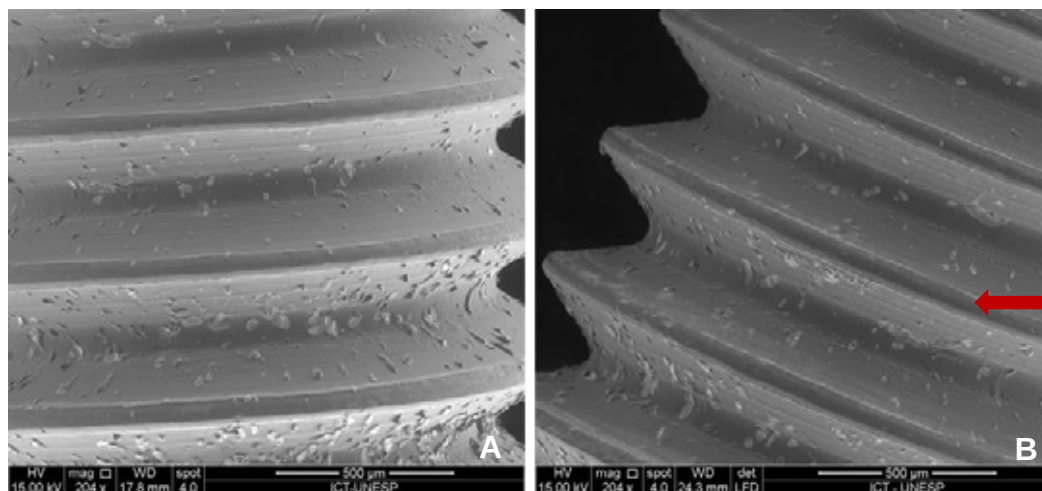


Figura 26 – Imagens de MEV do mesmo parafuso (filme CD-DLC), aumento 204 x, para conexão hexágono externo qualificando o desgaste (seta). A) parafuso antes da ciclagem mecânica; B) parafuso após a ciclagem mecânica.

Nos parafusos utilizados para os implantes de conexão HI foi observado uma delaminação do filme CD-DLC como representado pela seta na figura (Figura 27B).

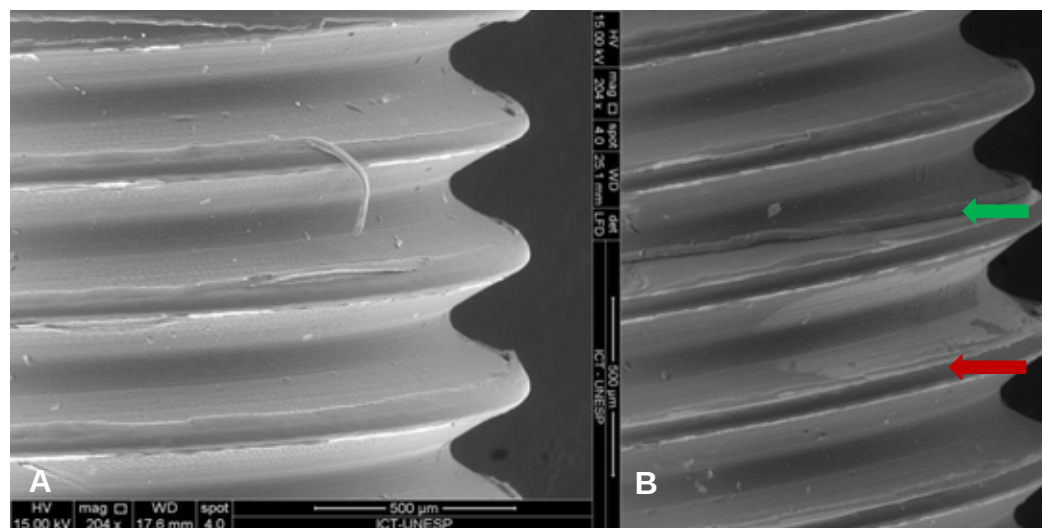


Figura 27 – Imagens de MEV do mesmo parafuso (filme CD-DLC), aumento 204 x, para conexão hexágono interno qualificando o desgaste (seta vermelha) e delaminação do filme (seta verde). A) parafuso antes da ciclagem mecânica e B) parafuso após a ciclagem mecânica.

6 DISCUSSÃO

O afrouxamento de parafusos de pilares protéticos e a fratura de componentes protéticos são as principais falhas mecânicas relatadas pela literatura envolvendo prótese sobre implante (Winkler et al., 2003; Tsuge, Hagiwara, 2009). O afrouxamento dos parafusos nem sempre é solucionada com o reapertamento destes, havendo a necessidade de reparos mais extensos, como a substituição dos próprios parafusos que estão desgastados ou fraturados (Piermatti et al., 2006).

Diante desta problemática clínica, diversos estudos têm sido realizados. Tais estudos demonstram que parafusos submetidos a variados ciclos de aperto e desapertos sofreram uma redução do torque aplicado inicialmente, mesmo quando são submetidos a cargas externas. (Cantwell, Hobkirk, 2004; Assunção et al., 2012; Cardoso et al., 2012).

Assim, este estudo se propôs a verificar o efeito de tratamentos experimentais de DLC e DLC dopado com partículas de diamante crescidos a plasma, em parafusos protéticos, de conexões hexágono externo e interno e a manutenção do torque quando submetidos à ciclagem mecânica. Os resultados deste estudo possibilitam esclarecer algumas questões relativas ao efeito desses filmes na manutenção do torque demonstrando o quanto o assunto necessita ser pesquisado. A discussão dos dados foi realizada com estudos que apresentavam semelhanças de método.

6.1 Conexões Hexagonais

Nesse estudo, após a ciclagem mecânica, não foi encontrada diferença significativa entre as conexões HE e HI quanto ao afrouxamento dos parafusos nos grupos controle, para Tsuge e Hagiwara (2009) não há evidências conclusivas de que a conexão externa seja inferior às conexões internas quanto ao afrouxamento de parafusos em seu estudo não foi encontrada diferença entre as conexões HE e HI utilizadas, sendo que o parafuso de liga de titânio apresentou melhor desempenho. De acordo com os resultados obtidos nesse estudo, no qual o efeito conexão não foi significativo nos grupos que utilizaram os parafusos não tratados (controle).

No entanto os grupos tratados com os filmes DLC e DC-DLC a diferença estatística esteve presente, na conexão HI a manutenção do torque foi maior comparada à conexão hexagonal externa. Para Khraisat et al. (2002) a conexão hexagonal interna apresenta maior estabilidade na interface de união reduzindo a ocorrência de complicações protéticas, como o afrouxamento do parafuso. Além de gerar menor intensidade de tensão a conexão interna também distribui melhor as cargas a que são submetidas (Chun et al., 2006; Bernardes et al., 2008). O maior afrouxamento do parafuso de fixação para implantes HE (parafusos tratados), pode ter ocorrido devido à redução da estabilidade friccional causada pelo efeito lubrificante dos filmes de DLC, visto que as conexões externas estão sujeitas a maiores micromovimentações.

Já em 2004 Ueda et al., avaliaram a perda do torque após sucessivos ciclos de reapertamento de parafusos protéticos e os resultados obtidos mostraram uma perda de 34% para os parafusos de implantes HE e 39% para os parafusos de implantes HI.

Como também foram utilizados nesse estudo pilares protéticos pré-fabricados a fim de padronizar a grau de adaptação entre o pilar protético e os implantes de conexão hexagonais e assim minimizar o desajuste entre pilar e implante decorrente do processo de fundição da liga metálica, pois os padrões de adaptação são variáveis entre os pilares pré-fabricados, fundidos e sobrefundidos. O procedimento de fundição apresenta-se como uma nova variável podendo influenciar na estabilidade do conjunto e, por conseguinte na manutenção de torque dos parafusos protéticos (Kano et al., 2006; Barbosa et al 2008; Butignon et al., 2013).

6.2 Tratamentos experimentais dos parafusos protéticos

A média do torque de desaperto dos parafusos para conexão HE controle (A1) foi significativamente maior que em relação aos grupos experimentais (A2 e A3). Para a conexão HI não houve diferença estatística entre os grupos testados (B1, B2 e B3). No estudo de Basílio et al., 2012 não foi encontrada diferença significativa do torque de desaperto após a ciclagem mecânica entre os parafusos de liga de titânio e os recobertos DLC para pilares de zircônia ($p=0,499$).

Tais dados podem ser explicados devido ao fator dos parafusos recobertos com filmes a base de DLC reduzirem o coeficiente de fricção, apesar de teoricamente aumentar a pré-carga do parafuso. Os filmes podem também reduzir a resistência friccional entre os componentes no momento do desaperto do parafuso resultando no afrouxamento da junta parafusada. Filmes de carbono dopados por diamante geram uma lubrificação limpa de baixo atrito e um aumento do tempo de vida dos sistemas lubrificados, pois proporciona maior dureza do material e reduz o coeficiente de atrito, além de possuir baixa reatividade química (Lee et al., 2002; Grill, 2003; Muguruma et al., 2011).

Também os filmes de carbono (DLC) apresentam propriedades mecânicas e tribológicas como a alta dureza, baixo coeficiente de atrito, resistência ao desgaste e à corrosão, biocompatibilidade, bem como, hemocompatibilidade (Diez et al., 2012; Uzumaki et al, 2006; Hauert, 2003; Morrison et al., 2006).

No estudo realizado por Park et al. (2010) foi encontrado um resultado semelhante, embora o tratamento experimental seja distinto, visto que o torque de desaperto inicial (sem ciclagem) do parafuso recoberto com carboneto de carbono tungstênio (WC/CTa) foi significativamente menor em todas as conexões testadas comparados aos parafusos sem tratamento. Apesar disso, após a ciclagem mecânica, o torque de desaperto foi maior e a pré-carga perdida foi menor quando comparados aos parafusos sem tratamento.

Teixeira em 2005 avaliou o efeito dos filmes de DLC e DLC-Si (incorporação de silício) aplicado sobre parafusos protéticos submetidos a ciclos de aperto e desaperto. As médias de torque de desaperto encontradas nesse estudo foram menores para os parafusos tratados com filmes, sendo 26,02 N.cm para o DLC e 26,34 N.cm para o DLC-Si. Já para o grupo sem tratamento, a média de torque foi maior cerca de 28,01 N.cm, em concordância aos resultados obtidos dos grupos A1, A2 e A3. Apesar dos valores de torque dos parafusos com filme DLC e DLC-Si serem menores, a pré-carga foi maior para esses grupos comparado ao grupo sem tratamento.

Quanto ao fato dos filmes de DLC e CD-DLC aplicados sobre os parafusos de fixação, nos grupos de conexão do tipo HE (A2 e A3) apresentarem uma redução significativa na manutenção do torque após a ciclagem mecânica, isto pode ser explicado pelo fato da conexão HE apresentar uma menor estabilidade rotacional e maior micro movimentação entre os componentes que a conexão HI, favorecendo, assim, o deslizamento entre as roscas e a perda da pré-carga com consequente redução do torque de desaperto (Khraisat et al., 2002; Akour

et al., 2005; Chun et al., 2006). Portanto, o efeito de lubrificação do filme, associado às tensões geradas pelas cargas externas sobre a junta parafusada, produzem um maior afrouxamento do parafuso protético. O mesmo comportamento foi observado no estudo realizado por Diez e colaboradores (2012) utilizando parafusos de titânio revestidos com filme de DLC comercial.

Em relação aos tratamentos experimentais, os grupos tratados com filme de DLC apresentaram pior desempenho na manutenção do torque que os tratados com filmes de CD-DLC, no entanto, sem significância estatística, o que sugere que as propriedades desses filmes sobre uma estrutura usinada, como um parafuso protético, apresentem resultados semelhantes quanto à manutenção do torque.

Faz-se necessário esclarecer que há 2 tipos de forças que atuam sobre os implantes: as axiais e de flexão. Quando a força é gerada distante do longo eixo do implante ou por força transversa, produz o momento de flexão, podendo ser compreendido como o produto entre a força e a distância do eixo da força (braço de alavanca) (Rangert et al., 1989). Desta forma, a força axial é considerada mais favorável biomecanicamente porque distribui de maneira mais equilibrada as forças pelo longo eixo do implante enquanto as forças de flexão exercem gradientes de tensão nos componentes provocando a separação das unidades de ancoragem e falhas mecânicas (Khraisat et al., 2002; Cehreli et al., 2004). No presente estudo a carga aplicada nas coroas protéticas esteve distante 3 mm do centro do implante, submetendo os componentes de fixação a cargas mecanicamente desfavoráveis. Ou seja, a ação de um contato prematuro, simulando uma condição parafuncional, que gera o pior cenário para testar o afrouxamento dos parafusos submetidos aos tratamentos experimentais.

6.3 Parafuso, Torque e Pré-carga

Torques específicos são recomendados para cada tipo de parafuso, de acordo com o fabricante de cada sistema de implante, baseados nas características de estrutura, composição e desenho dos mesmos (McGlumphy et al., 1998; Burguete, 1994). A força de travamento do parafuso é proporcional ao torque aplicado. Quando o torque de aperto do parafuso de fixação for baixo, teoricamente, facilitaria o afrouxamento ou falha por fadiga do mesmo. No entanto, torques excessivos podem resultar na deformação nas roscas do parafuso (Siamos et al., 2002).

A pré-carga é determinada por diversos fatores como o valor, a velocidade e a temperatura na qual o torque é aplicado. Outros fatores como a liga do parafuso, o formato da cabeça, o coeficiente de fricção entre as superfícies contactantes, o módulo de elasticidade dos materiais, adaptação dos componentes e a lubrificação também podem influenciar na pré-carga gerada no parafuso (Winkler et al., 2003; Cantwell, Hobkirk, 2004). Em casos em que a pré-carga do parafuso situe-se abaixo do nível crítico pode haver falha clínica do parafuso pelo comprometimento da estabilidade na união parafusada (McGlumphy et al., 1998).

Nesse estudo, os valores de torque aplicados aos parafusos tratados foram os mesmos especificados pelo fabricante. Entretanto, sugere-se que o aumento no valor de torque nos parafusos revestidos com filme de DLC possa proporcionar um menor afrouxamento dos mesmos. Segundo Yilmaz e McGlumphy (2013), quanto maior for o torque realizado para o apertamento do parafuso menores serão as chances dele se soltar, desde que sejam respeitadas as propriedades mecânicas do material.

No entanto, nem toda energia utilizada para aplicação do torque é convertida em pré-carga, pois parte da energia é gasta para

superar a fricção entre a cabeça do parafuso é a área de assentamento do pilar e entre as roscas do parafuso e do implante. Então, como resultado, a pré-carga é menor que o torque aplicado (Elias et al., 2006). O valor do coeficiente de atrito depende de fatores como a dureza do material, lubrificação, rugosidade, acabamento das superfícies e a velocidade de apertamento do parafuso (Burguete et al., 1994). O filme de DLC diminui o coeficiente de atrito o que resulta numa maior pré-carga.

Em estudos, por meio de elementos finitos, foi verificado que a redução do coeficiente de atrito do parafuso protético era responsável pelo aumento da pré-carga desenvolvida pelo parafuso (Lang et al., 2003). As aplicações dos filmes de DLC sugerem que estes atuariam como um lubrificante sólido com capacidade de reduzir o coeficiente de atrito entre superfícies contactantes. Podemos observar que o filme aplicado sobre um substrato polido tem a capacidade de reduzir o valor de rugosidade superficial do material.

No estudo realizado por Guda et al. (2008) por meio de análise de elementos finitos sugere que, em ambientes lubrificados, para se alcançar um valor de pré-carga ideal para os parafusos de liga áurica deve-se aumentar o valor do torque de apertamento do parafuso, desde que controlado por um dispositivo de aplicação de torque. É importante salientar que existe um limite para a redução do coeficiente de fricção, que é determinada pela geometria e o desenho do implante, pois se excedido o parafuso não trava e a pré-carga é perdida.

O valor do torque reverso segundo Burguete et al. (1994) pode ser considerado uma média da pré-carga que se manteve no parafuso. A diminuição do torque, após a ciclagem mecânica, representa a falha de união da junta parafusada, devido às forças externas que atuam sobre a coroa protética provocando perda da união causada pela vibração, micro movimentação, acomodação e desgaste nas superfícies das roscas (Khraisat et al., 2004a; Park et al., 2010; Basílio et al., 2012; Diez et al., 2012). Comportamento que se assemelha ao encontrado no

presente estudo, no qual houve uma redução do torque reverso após o carregamento cíclico. Porém, esse efeito da ciclagem, no afrouxamento da fixação, não foi verificado no estudo realizado por Tsuge e Hagiwara (2009) no qual, a ciclagem mecânica contribuiu para o aumento do torque reverso.

6.4 Relevância Clínica e Científica

Embora as taxas de sucesso de osseointegração dos implantes dentários sejam reportadas na literatura contemporânea com índices de sucesso acima de 90%, complicações como o afrouxamento ou fratura dos parafusos de fixação das próteses permanecem como problemas a serem investigados (Lee et al., 2002).

Busca-se estabelecer o período de troca dos componentes protéticos envolvidos na reabilitação com implantes, pois, é reconhecido que, ao longo dos anos, esses componentes sofram algum tipo de falha por fadiga. O desgaste do parafuso protético está associado ao período de tempo no qual ele se apresenta em função em boca (Al Jabbari et al., 2012).

Alguns cuidados podem ser tomados com a finalidade de prevenir o afrouxamento precoce dos parafusos protéticos clinicamente como, aplicação do torque com dispositivo apropriado de medição, respeitar o valor de torque recomendado pelo fabricante, bem como direcionar axialmente as forças oclusais ao conjunto prótese-pilar-implante e realizar ajustes oclusais nas próteses periodicamente (Lee et al., 2002).

Esta pesquisa avaliou o tratamento de parafusos protéticos com filmes de carbono dopado com diamante, que, apesar de apresentar excelentes características mecânicas, não reduziu o

afrouxamento do parafuso. Baseado nos dados obtidos nesse estudo, sugere-se que seja investigada a pré-carga gerada no parafuso a partir dos tratamentos realizados à base de DLC, como a aplicação de torques mais elevados em parafusos revestidos por filme de carbono dopado com diamante, bem como analisar a resistência à fratura desses parafusos. Pode-se também avaliar novas condições de crescimento dos filmes experimentais de DLC sobre o titânio. Com a finalidade de aprofundar os conhecimentos relativos à real eficiência da aplicação de filme de carbono dopado com diamante em parafusos de fixação protética para implantes.

7 CONCLUSÃO

De acordo com a metodologia empregada e as condições experimentais presentes nesse estudo, dentro das limitações podemos concluir que:

- a. Todos os grupos apresentaram redução do torque após a ciclagem mecânica;
- b. Nos parafusos para conexão HI não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos testados, no entanto para os parafusos de conexão HE por ser considerada uma conexão menos estável os grupos tratados apresentaram uma redução significativa de torque;
- c. Não houve diferença estatística entre as conexões HE e HI quando utilizados os parafusos sem tratamento, no entanto foi significativa entre os grupos com filme DLC e CD-DLC;
- d. Na análise por MEV foram encontrados danos após a ciclagem mecânica apenas nos parafusos sem tratamento para conexão HE (A1), e a delaminação do filme foi encontrada em amostras de parafusos para conexão HI recobertas com filme CD-DLC.

8 REFERÊNCIAS*

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

Al Jabbari YS, Fournelle RA, Zinelis S, Iacopino AM. Biotribological behavior of two retrieved implant abutment screws after long-term use in vivo. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2012 Nov-Dec;27(6):1474-80.

Almeida CN, Ramos BC, Da-Silva NS, Pacheco-Soares C, Trava-Airoldi VJ, Lobo AO, et al. Morphological analysis and cell viability on diamond-like carbon films containing nanocrystalline diamond particles. *Applied Surface Science*. 2013 Jun;275:258–63.

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*. 2011 Oct;20(7):523-7.

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.

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

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

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

*Baseado em: International Committee of Medical Journal Editors Uniform Requirements for Manuscripts Submitted to Biomedical journals: Sample References [homepage na Internet]. Bethesda: US NLM; c2003 [disponibilidade em 2008 ago; citado em 25 ago.] Disponível em: http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html

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

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

Boggan RS, Strong JT, Misch CE, Bidez MW. Influence of hex geometry and prosthetic table width on static and fatigue strength of dental implants. *J Prosthet Dent*. 1999 Oct;82(4):436-40.

Bonetti LF. Otimização das propriedades mecânicas e tribológicas de filmes de DLC crescidos sobre substratos metálicos objetivando aplicações espaciais e industriais [tese]. São José dos Campos (SP): ITA - Instituto Tecnológico de Aeronáutica; 2008

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

Butignon LE, Basilio Mde A, Pereira Rde P, Arioli Filho JN. Influence of three types of abutments on preload values before and after cyclic loading with structural analysis by scanning electron microscopy. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2013 May-Jun;28(3):161-70.

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;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-Airoldi VJ, Santos LV, Corat EJ. Deposition of adherent dlc films using a low-cost enhanced pulsed-dc pecvd method. *Revista Brasileira de Aplicações de 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;23(4):475-80.

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.

De Maezthu MA, Braceras 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, de 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.

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

Elias CN, Figueira DC, Rios PR. Influence of the coating material on the loosening of dental implant abutment screw joints. *Mater Sci Eng*. 2006;26(8):1362-6.

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;91(2):144-50.

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;471:109-15.

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.

Grill A. Diamond-like carbon coatings as biocompatible materials—an overview. *Diamond Relat Mater.* 2003;12(2):166-170.

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.

Hauert R. A review of modified DLC coatings for biological applications. *Diamond Relat. Mater.* 2003;2:583-9.

Hungaro P. Estudo comparativo em elemento finito, de implantes osseointegrados com diferentes morfologias e de suas estruturas de suporte[dissertação]. Universidade de São Paulo. Faculdade de Odontologia; 2002.

Jaarda MJ, Razzoog ME, Gratton DG. Effect of preload torque on the ultimate tensile strength of implant prosthetic retaining screws. *Implant Dent.* 1994;3:17-21.

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;6(3):270-6.

Kano SC, Binon P, Bonfante G, Curtis DA. Effect of casting procedures on screw loosening in UCLA-type abutments. *J Prosthodont.* 2006 Mar-Apr;15(2):77-81.

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

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.* 2004a;91:326-34.

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.* 2004b;6:157-64.

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

Kim KS, 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.

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.

Krýsa J, Mráz R, Rousar I. Corrosion of titanium in H_2SO_4 , *Mater Chem Phys.* 1997;48(1):64-7.

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

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;88:402-8.

Lehmann RB, Elias CN. Tensões em implantes cônicos com hexágono externo e com hexágono interno. *Rev. Dental Press Periodontia Implantol.* 2008;2(2):91-9.

Lian GD, Dickey EC, Ueno M, Sunkara MK. Ru-doped nanostructured carbon films. *Diamond Relat Mater.* 2002;11(12):1890–6

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. *Diamond Relat Mater.* 2009;18(5-8):1010-4.

Marciano FR, Bonetti LF, Lima-Oliveira DA, Mello CB, Ueda M, Corat EJ, et al. Characterization of crystalline diamond incorporated diamond-like carbon films *Diamond 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;86(1):24-32.

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

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;13:366-71.

Morrison ML, Buchana RA, Liaw PK, Berry CJ, Brigmon L, Riester H, et al. Electrochemical and antimicrobial properties of diamondlike carbon-metal composite films. *Diamond Relat Mater.* 2006;15:138-46.

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

Nishioka RS, Vasconcellos LG, Nishioka GM. 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.

Ortorp A, Jemt T, Wennerberg A, Berggren C, Brycke M. Screw preloads and measurements of surface roughness in screw joints: an in vitro study on implant frameworks. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2005;7(3):141-9.

Park JK, Choi JU, Jeon YC, Choi KS, Jeong CM. Effects of abutment screw coating on implant preload. *J Prosthodont.* 2010;19:458-64.

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.

Piasek JR, Wolter SD, Stoner BR. Development of a novel surface modification for improved bonding to zirconia. *Dent Mater.* 2011 May;27(5):99-105.

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, Corata EJ, Trava-Airoldi VJ. Influence of crystalline diamond nanoparticles on diamond-like carbon friction behavior. *Appl Surf Sci.* 2011;257:7387-93.

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

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.

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 AH, Vaziri S. The effect of repeated torque in small diameter implants with machined and premachined abutments. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2012 May;14:224-30.

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.

Schwarz MS. Mechanical complications of dental implants. *Clin Oral Impl Res*. 2000;11(Suppl.):156-8.

Siamos G, Winkler S, Boberick KG. Relationship between implant preload and screw loosening on implant-supported prostheses. *J Oral Implantol*. 2002;28:67-73.

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.

Teixeira TND. Recobrimentos de carbono amorfo em parafusos de titânio para conexões protéticas [dissertação]. Rio de Janeiro (RJ): Universidade Federal do Rio de Janeiro; 2005.

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;28:373-81.

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;18:45-52.

Uzumaki ET, Lambert CS, Santos Jr AR, Zavaglia CAC. Surface properties and cell behaviour of diamond-like carbon coatings produced by plasma immersion. *Thin Solid Films.* 2006;515:293-300.

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;13:120-5.

Wennerberg A, Albrektsson T. Current challenges in successful rehabilitation with oral implants. *J Oral Rehabil.* 2011 Apr;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.

Wu L, 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.

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.

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.

APÊNDICE A - Valores de torque e torque reverso para os parafusos sem revestimento

Quadro 6 – Dados de torque e torque reverso para os grupos de parafusos sem revestimento

Conexão	Torque Controle (N/cm)	Torque reverso Controle (N/cm)	RT(%) Controle
HE	30,0	21,1	70,33
HE	30,3	19,3	63,70
HE	30,0	20,2	67,33
HE	30,2	26,9	89,07
HE	30,2	26,1	86,42
HE	30,2	29,9	99,01
HE	31,7	27,3	86,12
HE	30,0	25,3	84,33
HE	32,4	30,1	92,90
HE	31,1	30,6	98,39
HI	20,4	18,1	88,73
HI	20,1	4,8	23,88
HI	20,4	15,1	74,02
HI	20,6	16,4	79,61
HI	20,8	14,1	67,79
HI	20,7	16,0	77,29
HI	20,4	19,6	96,08
HI	21,4	16,9	78,97
HI	21,2	17,0	80,19
HI	20,0	17,7	88,50

APÊNDICE B - Valores de torque e torque reverso para os parafusos revestidos com filme DLC

Quadro 7 – Dados de torque e torque reverso para os grupos de parafusos revestidos com filme DLC

Conexão	Torque DLC (N/cm)	Torque reverso DLC (N/cm)	DLC RT(%)
HE	30,6	18,0	58,82
HE	30,0	17,3	57,67
HE	30,1	17,8	59,14
HE	30,1	18,3	60,80
HE	30,2	14,6	48,34
HE	30,6	18,3	59,80
HE	30,3	12,7	41,91
HE	30,2	18,0	59,60
HE	30,0	16,6	55,33
HE	30,9	7,1	22,98
HI	20,2	15,0	74,26
HI	20,2	12,7	62,87
HI	20,0	14,0	70,00
HI	20,0	12,6	63,00
HI	20,0	13,2	66,00
HI	20,2	13,7	67,82
HI	20,6	23,1	112,14
HI	20,0	12,6	63,00
HI	20,4	9,6	47,06
HI	20,6	12,6	61,17

APÊNDICE C – Valores de torque e torque reverso para os parafusos revestidos com filme CD-DLC

Quadro 8 – Dados de torque e torque reverso para os grupos de parafusos revestidos com filme CD-DLC

Conexão	Torque CD-DLC (N/cm)	Toque reverso CD-DLC (N/cm)	RT(%) CD-DLC
HE	30,0	22,4	74,67
HE	30,3	17,6	58,09
HE	30,2	17,1	56,62
HE	30,3	14,6	48,18
HE	30,0	16,1	53,67
HE	30,0	17,8	59,33
HE	30,3	8,6	28,38
HE	30,2	15,9	52,65
HE	30,1	18,6	61,79
HE	30,6	15,5	50,65
HI	20,8	14,3	68,75
HI	21,3	17,4	81,69
HI	20,1	15,2	75,62
HI	21,7	16,0	73,73
HI	20,2	14,4	71,29
HI	20,9	20,1	96,17
HI	20,3	12,0	59,11
HI	20,2	15,5	76,73
HI	20,6	14,7	71,36
HI	20,9	17,4	83,25