



Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul

FACULDADE DE ENGENHARIA

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA E TECNOLOGIA DE MATERIAIS

**EFEITO DA LUBRIFICAÇÃO SOBRE A PRÉ-CARGA E O TORQUE
DE REMOÇÃO DE PARAFUSOS ODONTOLÓGICOS DE CONEXÃO
SUBMETIDOS A CICLOS DE APERTO E DESAPERTO**

TIAGO KUNZ

FÍSICO E FÍSICO MÉDICO

**DISSERTAÇÃO PARA A OBTENÇÃO DO TÍTULO DE MESTRE EM ENGENHARIA
E TECNOLOGIA DE MATERIAIS**

Porto Alegre

Novembro, 2015



Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul

FACULDADE DE ENGENHARIA

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA E TECNOLOGIA DE MATERIAIS

**EFEITO DA LUBRIFICAÇÃO SOBRE A PRÉ-CARGA E O TORQUE
DE REMOÇÃO DE PARAFUSOS ODONTOLÓGICOS DE CONEXÃO
SUBMETIDOS A CICLOS DE APERTO E DESAPERTO**

TIAGO KUNZ

FÍSICO E FÍSICO MÉDICO

ORIENTADOR: PROF. DR. Isaac Newton Lima da Silva

Dissertação de Mestrado realizada no Programa de Pós-Graduação em Engenharia e Tecnologia de Materiais (PGETEMA) da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, como parte dos requisitos para a obtenção do título de Mestre em Engenharia e Tecnologia de Materiais.

**Porto Alegre
Novembro, 2015**



Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul
FACULDADE DE ENGENHARIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA E TECNOLOGIA DE MATERIAIS

**EFEITO DA LUBRIFICAÇÃO SOBRE A PRÉ-CARGA E O
TORQUE DE REMOÇÃO DE PARAFUSOS ODONTOLÓGICOS
DE CONEXÃO SUBMETIDOS A CICLOS DE APERTO E
DESAPERTO**

CANDIDATO: TIAGO KUNZ

Esta Dissertação de Mestrado foi julgada para obtenção do título de MESTRE EM ENGENHARIA E TECNOLOGIA DE MATERIAIS e aprovada em sua forma final pelo Programa de Pós-Graduação em Engenharia e Tecnologia de Materiais da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul.

DR. ISAAC NEWTON LIMA DA SILVA - ORIENTADOR

BANCA EXAMINADORA

DR. EDUARDO GONÇALVES MOTA - DO PPGO - PUCRS

DRA. BERENICE A. DEDAVID - DO PGETEMA/FENG - PUCRS

PUCRS

Campus Central
Av. Ipiranga, 6681 - Prédio 30 - Sala 103 - CEP: 90619-900
Telefone: (51) 3353.4059 - Fax: (51) 3320.3625
E-mail: engenharia.pg.materiais@pucrs.br
www.pucrs.br/feng

AGRADECIMENTOS

Ao meu orientador, Prof. Dr. Isaac Newton Lima da Silva, pelos conhecimentos transmitidos. Pela elaboração do desenho da célula de pré-carga. Obrigado pela paciência, e pela confiança depositada ao longo dessa jornada. Meus sinceros agradecimentos.

Ao Prof. Dr. Carlos Crespo, por disponibilizar o Laboratório de Metrologia da Faculdade de Engenharia para a realização do experimento.

Ao Técnico e Professor MSc. Filipi Damasceno Vianna do Laboratório IDEIA, pela confecção da célula de pré-carga. Obrigado por estar presente em todas as etapas do processo no qual esse trabalho se desenvolveu.

Ao Técnico Mario Vian, do Laboratório IDEIA, pela paciência na hora da confecção da célula de pré-carga.

Ao Prof. Dr. Eduardo Cassel, pelo aceite na banca do anteprojeto e pelas ótimas sugestões na elaboração do trabalho.

Ao Prof. Dr. Eduardo Mota, pelo conhecimento e experiência passados.

Ao amigo Gustavo, que se fez presente auxiliando nos dias em que ocorreram os experimentos. Um agradecimento especial a ele pela paciência na hora da elaboração dos dados estatísticos.

Ao concunhado Paulo Vitor, pela participação na realização do experimento.

À empresa Neodent pela colaboração com o material de insumo.

À empresa A. Azevedo, pelo fornecimento do Óleo de Mamona.

À minha irmã Debora, que sempre está torcendo, confiando e acreditando em meus projetos.

Ao meu irmão Elias, que infelizmente não se encontra entre nós, porém acredito que onde quer que esteja, sempre está na torcida para que tudo de bom aconteça com nossa família.

Agradecimento especial

Aos meus pais Simplício João Kunz e Catarina Angelina Kunz, por sempre acreditarem em meus projetos, fornecendo todo o apoio necessário, inclusive financeiro, pois sem este não seria possível a realização deste projeto neste momento.

À Lanucha Fidelis da Luz Moura. Obrigado por não me deixar desistir no meio do caminho, e pelo incentivo de começar esta caminhada. Por estar presente em todas as etapas do projeto, principalmente na reta final. De mil palavras de agradecimento que poderia te dizer, digo apenas esta que resume tudo o que sinto por você "TE AMO".

SUMÁRIO

| | |
|--|-----------|
| AGRADECIMENTOS..... | 4 |
| SUMÁRIO..... | 6 |
| LISTA DE FIGURAS..... | 8 |
| LISTA DE TABELAS..... | 10 |
| LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS..... | 12 |
| RESUMO..... | 13 |
| ABSTRACT..... | 14 |
| 1. INTRODUÇÃO..... | 15 |
| 2. OBJETIVOS..... | 17 |
| 2.1. Objetivos Específicos..... | 17 |
| 3. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA..... | 18 |
| 3.1. Implantes Osseointegrados..... | 18 |
| 3.2. Torque de Aperto e Pré-carga..... | 20 |
| 3.3. Afrouxamento dos Parafusos de Conexão..... | 25 |
| 3.4. Tribologia..... | 31 |
| 3.4.1 Lubrificantes..... | 34 |
| 3.5. Óleo de Mamona..... | 38 |
| 3.5.1 Biocompatibilidade..... | 41 |
| 3.5.2 Atividade Antimicrobiana..... | 43 |
| 4. MATERIAIS E MÉTODOS..... | 44 |
| 4.1. Local de Realização..... | 44 |
| 4.2. Amostra Experimental..... | 44 |
| 4.3. Óleo de Mamona..... | 45 |
| 4.4. Grupos Experimentais..... | 45 |
| 4.5. Célula Aferidora da Pré-carga..... | 45 |

| | |
|--|-----------|
| 4.5.1 Calibração e Conversão..... | 48 |
| 4.6. Procedimento de Aferição da Pré-carga e do Torque de Remoção..... | 49 |
| 4.7. Procedimento de Avaliação Diascópica..... | 52 |
| 4.8. Análise Estatística..... | 54 |
| 5. RESULTADOS..... | 55 |
| 5.1. Torque de Aperto..... | 55 |
| 5.2. Pré-Carga..... | 55 |
| 5.2.1 Efeito do aumento do torque de aperto sobre o valor da pré-carga..... | 55 |
| 5.2.2 Avaliação da pré-carga após o primeiro aperto..... | 57 |
| 5.2.2.1 Torque de 20 Ncm..... | 57 |
| 5.2.2.2 Torque de 32 Ncm..... | 58 |
| 5.2.3 Avaliação da pré-carga após sucessivos apertos..... | 60 |
| 5.2.3.1 Torque de 20 Ncm..... | 60 |
| 5.2.3.2 Torque de 32 Ncm..... | 61 |
| 5.3. Torque de Remoção..... | 63 |
| 5.3.1 Avaliação do torque de remoção após o primeiro aperto... | 63 |
| 5.3.2 Avaliação do torque de remoção após sucessivos apertos | 64 |
| 5.4. Avaliação das Medidas de Passos de Roscas Após Sucessivos Apertos..... | 66 |
| 6. DISCUSSÃO..... | 71 |
| 7. CONCLUSÕES..... | 82 |
| 8. PROPOSTAS PARA TRABALHOS FUTUROS..... | 84 |
| 9. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS..... | 85 |
| ANEXOS | 99 |

LISTA DE FIGURAS

| | | |
|-------------|---|----|
| Figura 3.1 | Componentes do sistema osso-implante – (i) pino de implante, (a) componente protético, (g) parafuso de conexão, (OL, LL, AL) cargas oclusais oblíquas, longitudinais e axiais, respectivamente. Fonte: Lehman, 2006. No detalhe, aparência real do implante, pilar protético e parafuso de conexão..... | 23 |
| Figura 3.2 | O torque (T) é aplicado ao parafuso de conexão (Fp) com o auxílio do torquímetro (Tq). A pré-carga gerada é responsável por manter os componentes unidos. Adaptado de Mlsch, 2015..... | 24 |
| Figura 3.3 | Métodos de solução de problemas tribológicos (Leal, 1981)..... | 34 |
| Figura 3.4 | Triglicerídeo do ácido ricinoléico (Cangemi et al., 2010)..... | 40 |
| Figura 4.1 | Materiais utilizados na confecção da célula aferidora da pré-carga..... | 46 |
| Figura 4.2 | Fixação do conjunto intermediário + parafuso de conexão no implante..... | 47 |
| Figura 4.3 | Calibração da célula de pré-carga. A. Célula de pré-carga com implante no interior. Fixada ao implante, argola para sustentação das massas previamente pesadas. B. Procedimento de tração do implante pelas massas..... | 48 |
| Figura 4.4 | Torquímetro digital usado no experimento..... | 50 |
| Figura 4.5. | Procedimento de avaliação da pré-carga. A. Os parafusos do Grupos Titânio com Óleo e do DLC com Óleo foram submersos em óleo de mamona durante dois minutos. Esta etapa não foi realizada nos parafusos dos Grupos Titânio e DLC, os quais foram retirados de suas embalagens originais e imediatamente colocados no suporte. B. Os parafusos de todos os grupos foram alojados no suporte plástico e mantidos imóveis durante 15 minutos. Nos parafusos lubrificadas, este período permitiu a eliminação do excesso de óleo de mamona por gravidade. No detalhe, parafuso de conexão suspenso pelo suporte plástico. C. Utilizando-se um torquímetro digital, os parafusos foram fixados aos intermediários com um toque de aperto inicial de 20 Ncm e, transcorrido um minuto, foram submetidos a um novo aperto, com torque de 32 Ncm. D. Os valores de pré-carga foram registrados pela célula aferidora de pré-carga um minuto após o torque de 20 Ncm, e cinco minutos após o torque de 32 Ncm..... | 51 |
| Figura 4.6 | Projeter de perfil com imagem do parafuso em aumento de 20x.. | 52 |
| Figura 4.7 | Mostrador digital do projetor de perfil..... | 53 |
| Figura 4.8 | Perfil do parafuso observado no procedimento de diascopia..... | 53 |
| Figura 5.1 | Aumento médio da pré-carga entre os diferentes grupos amostrais com a mudança do torque de aperto de 20 para 32 Ncm..... | 56 |
| Figura 5.2 | Pré-carga média dos diferentes grupos amostrais após o | |

| | | |
|-------------|---|----|
| | primeiro aperto com torque de 20 Ncm..... | 58 |
| Figura 5.3 | Pré-carga média dos diferentes grupos amostrais após o primeiro aperto com torque de 32 Ncm..... | 59 |
| Figura 5.4 | Pré-carga média dos diferentes grupos amostrais após sucessivos apertos com torque de 20 Ncm..... | 60 |
| Figura 5.5 | Pré-carga média dos diferentes grupos amostrais após sucessivos apertos com torque de 32 Ncm..... | 62 |
| Figura 5.6 | Torque de remoção dos diferentes grupos amostrais após o primeiro torque de aperto com 32 Ncm..... | 64 |
| Figura 5.7 | Torque de remoção dos diferentes grupos amostrais após sucessivos torques de aperto com 32 Ncm..... | 65 |
| Figura 5.8 | Medidas dos passos de roscas (mm) e distorção em relação ao valor de referência (0,4mm) dos parafusos do Grupo Titânio A. Parafuso 1. B. Parafuso 2. C. Parafuso 3. D. Parafuso 4. E. Parafuso 5. F. Parafuso 6. G. Parafuso 7..... | 67 |
| Figura 5.9 | Medidas dos passos de roscas (mm) e distorção em relação ao valor de referência (0,4mm) dos parafusos do Grupo DLC A. Parafuso 1. B. Parafuso 2. C. Parafuso 3. D. Parafuso 4. E. Parafuso 5. F. Parafuso 6. G. Parafuso 7..... | 68 |
| Figura 5.10 | Medidas dos passos de roscas (mm) e distorção em relação ao valor de referência (0,4mm) dos parafusos do Grupo Titânio com Óleo A. Parafuso 1. B. Parafuso 2. C. Parafuso 3. D. Parafuso 4. E. Parafuso 5. F. Parafuso 6. G. Parafuso 7..... | 69 |
| Figura 5.11 | Medidas dos passos de roscas (mm) e distorção em relação ao valor de referência (0,4mm) dos parafusos do Grupo DLC com Óleo A. Parafuso 1. B. Parafuso 2. C. Parafuso 3. D. Parafuso 4. E. Parafuso 5. F. Parafuso 6. G. Parafuso 7..... | 70 |

LISTA DE TABELAS

| | | |
|-------------|--|----|
| Tabela 3.1 | Índices de sobrevivência e sucesso com dois implantes. Adaptado de Dantas et al. (2014)..... | 27 |
| Tabela 3.2 | Índices de sobrevivência e sucesso com quatro implantes. Adaptado de Dantas et al. (2014)..... | 28 |
| Tabela 3.3 | Variação do teor de ácidos graxos no óleo de mamona. Adaptado de Moshkin, 1986..... | 39 |
| Tabela 5.1 | Média e desvio-padrão dos torques de aperto de 20 Ncm e 32 Ncm para os diferentes grupos amostrais..... | 55 |
| Tabela 5.2 | Resultados da análise de variância para o aumento da pré-carga média com a modificação do torque de aperto de 20 para 32 Ncm..... | 55 |
| Tabela 5.3 | Médias e comparações múltiplas do aumento médio da pré-carga com a mudança do torque de 20 para 32 Ncm pelo teste de Tukey..... | 56 |
| Tabela 5.4 | Resultados da análise de variância dos valores da pré-carga média para o primeiro torque de aperto com 20 Ncm. | 57 |
| Tabela 5.5 | Média e desvio-padrão da pré-carga dos diferentes grupos amostrais após o primeiro torque de aperto de 20mNcm..... | 58 |
| Tabela 5.6 | Resultados da análise de variância dos valores da pré-carga média para o primeiro torque de aperto com 32Ncm.. | 59 |
| Tabela 5.7 | Média e desvio-padrão da pré-carga dos diferentes grupos amostrais após o primeiro torque de aperto de 32Ncm..... | 59 |
| Tabela 5.8 | Resultados da análise de variância dos valores da pré-carga média para os sucessivos torques de aperto com 20 Ncm..... | 60 |
| Tabela 5.9 | Média e desvio-padrão da pré-carga dos diferentes grupos amostrais após sucessivos torques de aperto de 20 Ncm..... | 61 |
| Tabela 5.10 | Resultados da análise de variância dos valores da pré-carga média para os sucessivos torques de aperto com 32 Ncm..... | 61 |
| Tabela 5.11 | Médias e comparações múltiplas da pré-carga média após cinco sequências de aperto e desaperto com torque de 32 Ncm pelo teste de Tukey..... | 62 |
| Tabela 5.12 | Resultados da análise de variância dos valores do torque de remoção médio dos grupos amostrais após o primeiro torque de aperto com 32 Ncm..... | 63 |
| Tabela 5.13 | Média e desvio-padrão do torque de remoção médio dos diferentes grupos amostrais após o primeiro torque de aperto com 32 Ncm..... | 64 |
| Tabela 5.14 | Resultados da análise de variância dos valores do torque de remoção médio dos grupos amostrais após sucessivos torques de aperto com 32 Ncm..... | 65 |
| Tabela 5.15 | Média e desvio-padrão do torque de remoção médio dos | |

diferentes grupos amostrais após sucessivos torques de
aperto com 32 Ncm..... 66

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

| | |
|---------|---|
| a | <i>Abutment</i> |
| ABNT | Associação Brasileira de Normas Técnicas |
| AL | Cargas oclusais axiais |
| ANOVA | Análise de variância |
| DLC | <i>Diamond-like Carbon</i> |
| F | Força tangencial |
| FDA | <i>Food and Drug Administration</i> |
| Fp | Parafuso de conexão |
| g | Parafuso do <i>abutment</i> |
| GOATP | Grupo de Química Analítica e Tecnologia de Polímeros |
| i | Pino do implante |
| IDEIA | Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento |
| LAMETRO | Laboratório de Metrologia |
| LL | Cargas oclusais longitudinais |
| N | Newton |
| OL | Cargas oclusais transversais |
| PNPB | Programa Nacional de Produção e Uso de Biodiesel |
| PR | Paraná |
| PUCRS | Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul |
| R | Resistência |
| ROS | Espécies reativas ao oxigênio |
| SCE | Implantes de conexão externa |
| SCI | Implantes de conexão interna |
| T | Torque |
| Tq | Torquímetro |
| UCLA | <i>Universal Castable Long Abutment</i> |
| USP | Universidade de São Paulo |
| μ | Coeficiente de atrito |

RESUMO

KUNZ, Tiago. **Efeito da lubrificação sobre a pré-carga e o torque de remoção de parafusos odontológicos de conexão submetidos a ciclos de aperto e desaperto.** Porto Alegre. 2015. Dissertação. Programa de Pós-Graduação em Engenharia e Tecnologia de Materiais, PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO RIO GRANDE DO SUL.

O afrouxamento do parafuso é uma complicação frequentemente reportada em próteses sobre implantes. O torque desenvolve uma força compressiva de aperto entre as partes chamada pré-carga, que mantém os componentes unidos, e a redução do atrito entre as superfícies tem demonstrado aumentar o seu valor. Lubrificantes secos, também chamados de recobrimentos, têm sido utilizados e os resultados são satisfatórios, contudo o emprego de lubrificantes líquidos ainda é pouco explorado, sendo o objetivo deste estudo. Para isso, 14 parafusos de titânio e 14 parafusos com recobrimento de *Diamond-Like Carbon* (DLC) foram aleatoriamente alocados em quatro grupos (Titânio; DLC; Titânio com Óleo; e DLC com Óleo) e submetidos a cinco ciclos de aperto e desaperto. Os parafusos dos grupos Titânio com Óleo e DLC com Óleo foram lubrificados com óleo de mamona. A pré-carga foi mensurada por meio de uma célula aferidora de pré-carga, desenvolvida especialmente para o estudo. Foram analisados os resultados das pré-cargas e torques de remoção médios para os torques de 20 e 32 Ncm em dois momentos distintos: após o primeiro aperto e depois de cinco apertos consecutivos. Ao fim das análises, os passos de roscas foram mensurados para descartar deformações plásticas. O Grupo DLC apresentou maiores valores de pré-carga em todos os momentos de avaliação, contudo ele só foi significativo após a sequência de apertos com 32 Ncm, e na ausência do óleo. Concluiu-se, portanto, que a lubrificação com óleo de mamona não foi capaz de aumentar significativamente os valores da pré-carga ou do torque de remoção.

Palavras-Chaves: atrito, lubrificante, prótese dentária, óleo de mamona.

ABSTRACT

KUNZ, Tiago. **Effect of lubrication on the preload and removal torque of connection dental screws subjected to tightening and loosening cycles.** Local Porto Alegre. 2015. Master Thesis. Graduation Program in Materials Engineering and Technology, PONTIFICAL CATHOLIC UNIVERSITY OF RIO GRANDE DO SUL.

Screw loosening is often a complication reported in prosthetic implants. The torque develops a compressive clamping force between parts called preload, which holds the components together and the reducing of friction between the surfaces has been shown to increase its value. Dry lubricants, also called coatings have been used and the results are satisfactory, but the use of liquid lubricants is still little explored, which is the aim of this study. For this, 14 titanium screws and 14 screws with (Diamond-Like Carbon) DLC coating were randomly assigned to four groups (Titanium; DLC, Titanium with oil, and DLC with oil) and subjected to five cycles of tightening and loosening. The screws of groups Titanium with oil and DLC with oil were lubricated with castor oil. The preload was measured by a preload gauge cell, especially developed for the study. The results of preloads and average removal torques for torques of 20 and 32Ncm at 2 different times were analyzed: after the first grip and after five consecutive grips. At the end of the analysis, the thread pitches were measured to rule out plastic deformation. The Group DLC had higher pre-load values at all time points, but it was only significant after the sequence grips with 32 Ncm, and in the absence of oil. It was concluded, therefore, that the castor oil lubrication was not able to significantly increase the preload values or removal torque.

Key-words: friction, lubricant, dental prosthesis, castor oil.

1. INTRODUÇÃO

Em vista do crescente envelhecimento da população mundial, os avanços técnico-científicos da odontologia, em especial no campo da reabilitação bucal, vêm adquirindo elevada importância. Nesses casos, a restauração da estabilidade oclusal e, por conseguinte, a promoção da harmonia facial, têm sido alcançadas de forma satisfatória, com o uso de implantes osseointegráveis, onde outrora, as próteses totais e parciais eram as únicas opções disponíveis.

As próteses sobre implantes são atualmente, uma modalidade de tratamento reabilitador fortemente consagrada na prática odontológica diária. Como resultado dos grandes avanços da engenharia odontológica, o surgimento e aprimoramento de técnicas variadas, bem como o emprego de novos materiais têm corroborado para o desenvolvimento de próteses cada vez mais semelhantes à dentição natural, tanto estética quanto biomecanicamente, de forma a proporcionar maior conforto e equilíbrio ao paciente.

Ainda que tais avanços tecnológicos e científicos encontrem-se à disposição na rotina clínica, tornando a técnica, a cada dia, mais segura, previsível e viável, esse tipo de reabilitação ainda envolve diferentes possíveis complicações. Não são raros os casos relatados de insucessos e intercorrências na implantodontia, os quais frequentemente resultam em grandes dissabores e decepções, tanto ao paciente quanto ao profissional.

Quando se confecciona uma prótese sobre implante osseointegrado, os componentes protéticos são unidos ao implante por meio de um parafuso de fixação, sendo que a instabilidade ou afrouxamento do parafuso é uma complicação frequentemente reportada em reabilitações com implantes. Tal intercorrência pode,

ainda, preceder a fratura dos parafusos de conexão protética, também chamados de parafusos de “*abutment*”. No caso de próteses múltiplas, uma vez que o afrouxamento de um determinado parafuso não seja percebido pelo profissional ou paciente, o resultado será a sobrecarga dos demais parafusos, que poderão também afrouxar. Essa sequência de acontecimentos pode favorecer a ocorrência de falhas, seja por fratura de componentes, seja por perda óssea ao redor dos implantes ainda torquados, devido à tensão exercida sobre as conexões e interface osso-implante.

Desta forma, diferentes níveis de torques são recomendados durante a colocação dos parafusos de modo a levá-los a uma tensão que evite o seu afrouxamento. A pré-carga, por sua vez, é gerada no parafuso quando o torque é dado durante o apertamento, sendo ela que mantém os componentes unidos. Assim, quanto maior for o torque aplicado, maior será a pré-carga alcançada e menor a chance de o parafuso afrouxar. Assim, visto que o afrouxamento do parafuso ao longo do tempo resulta das constantes tensões aplicadas na junção implante/parafuso, o momento da aplicação da pré-carga do parafuso é decisivo para a estabilidade da prótese.

Estudos (Martin et al., 2001; Elias et al., 2006; Park et al., 2010) sugerem que o emprego de lubrificantes no parafuso, por reduzir o coeficiente de fricção entre as superfícies de contato, poderia resultar em maiores valores de pré-carga e, conseqüentemente, aumentar a estabilidade do sistema implante/pilar. Ainda, havendo a redução do atrito friccional, poderia ampliar-se a quantidade de voltas do parafuso sob o mesmo valor de torque. Resultados satisfatórios têm sido demonstrados com o emprego de lubrificantes secos, também chamados de recobrimentos, todavia são ainda escassas as pesquisas envolvendo lubrificantes líquidos, sendo o objetivo deste estudo.

2. OBJETIVOS

O objetivo deste trabalho foi analisar o efeito da lubrificação com óleo de mamona sobre a pré-carga e o torque de remoção obtidos em dois tipos de parafusos para fixação de pilares utilizados para próteses unitárias implanto-suportadas (titânio e titânio com recobrimento de *Diamon-like Carbon* - DLC) submetidos a repetidos apertos.

2.1. Objetivos Específicos

- Mensurar os efeitos da lubrificação com óleo de mamona sobre a pré-carga de parafusos de titânio submetidos a torques de aperto de 20 Ncm e 32 Ncm;
- Mensurar os efeitos da lubrificação com óleo de mamona sobre a pré-carga obtida de parafusos de titânio com recobrimento de DLC submetidos a torques de aperto de 20 Ncm e 32 Ncm;
- Avaliar os efeitos da lubrificação com óleo de mamona sobre o torque de remoção dos diferentes tipos de parafusos submetidos a um torque de aperto de 32 Ncm;
- Avaliar os efeitos da lubrificação com óleo de mamona sobre a pré-carga e o torque de remoção obtidos nos diferentes tipos de parafusos após sucessivos apertos e desapertos.

3. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

A reabilitação bucal por meio da osseointegração é atualmente uma realidade inquestionável na clínica diária odontológica brasileira e mundial. Uma prática essencial quando o clínico se vê diante da enorme demanda por parte de uma clientela cada vez mais exigente, seja quanto à necessidade de recuperação funcional, quanto do alcance de padrões estéticos sempre mais elevados (Ramalho-Ferreira et al., 2010).

3.1. Implantes Osseointegrados

Os primeiros relatos do uso de implantes dentários remetem a milênios, nas civilizações antigas, e os aparatos eram constituídos por materiais diversos, como o ouro, a porcelana e a platina. Ao longo dos anos seguintes, inúmeros outros materiais foram testados, como o alumínio, a prata, o latão, o cobre, o magnésio, o aço e o níquel, muitas vezes constatando-se corrosão dos materiais (Faverani et al., 2011).

Este cenário alterou-se irreversivelmente na década de 1960, quando o conceito de osseointegração foi descoberto acidentalmente pelo médico e professor Per-Ingvar Brånemark. Brånemark conduzia estudos sobre a regeneração óssea, e para tal finalidade desenvolveu uma câmara de titânio, a qual era implantada em ossos de coelhos (Brånemark et al., 1986). Ao fim da pesquisa, quando se esperava remover a câmara do interior do osso, constatava-se que isso não era possível, pois o osso encontrava-se fusionado (osseointegrado) à superfície de titânio. A ligação era tão forte que tornava impossível sua separação (Biocare, 2005 *apud* Moldovan, 2013). Posteriormente diversas outras investigações clínicas e científicas foram conduzidas por Brånemark, confirmando e consolidando o processo de

osseointegração (Faverani et al., 2011; Moldovan, 2013). Provava-se, assim, que os implantes confeccionados em titânio apresentavam melhores propriedades físicas e biológicas que os demais materiais até então utilizados (Faverani et al., 2011). Desenvolvia-se, assim, o sistema Brånemark de implantes, composto por seis componentes, comprovadamente osseointegrados e funcionais por longos períodos de tempo (Brånemark et al., 1977).

Embora os implantes do sistema Brånemark tenham sido originalmente utilizados para prover retenção de próteses dentais em pacientes com edentulismo total, os resultados animadores dos tratamentos encorajaram a utilização da técnica, posteriormente, também para restauração de dentes unitários. Aumentaram-se, assim, as indicações para o uso de implantes (Nakamura et al., 2006). A aplicação dos implantes osseointegrados para todos os tipos de edentulismos foi, com o passar dos anos, se consolidando, de modo que os tratamentos com implantes mostraram crescente aceitação pela comunidade odontológica e foram incluídos nos currículos da grande maioria das escolas (Henry, 2000).

Atualmente a odontologia moderna tem por princípio promover ao paciente a restauração tanto de suas formas e funções quanto do conforto, estética, fala e saúde. Nesse contexto, o que torna a implantodontia única é a sua capacidade de atingir tal objetivo independentemente de atrofia, doenças ou lesões do sistema estomatognático. Respondendo a este último objetivo, os implantes dentários constituem-se em opção ideal para indivíduos com boa saúde oral que tenham perdido um ou mais dentes em decorrência de doença periodontal e lesões, ou mesmo outras razões (Oshida et al., 2010). Quanto maior o número de dentes perdidos pelo paciente, contudo, mais desafiadora torna-se a missão (Misch, 2008).

Como resultado dos grandes avanços na engenharia odontológica, novas técnicas e materiais tem contribuído para o desenvolvimento de próteses cada vez mais semelhantes à dentição natural - tanto estética quanto biomecanicamente - proporcionando conforto e equilíbrio. Todavia a reabilitação oral sobre implantes osseointegrados depende da interligação de uma série de fatores, de modo que o sucesso desse tipo de prótese está ligado diretamente à saúde dos tecidos

circundantes, assim como à precisão e adaptação dos componentes que envolvem esse sistema reabilitador (Gonçalves et al., 2010).

Os progressos na tecnologia de implantes e em sua aplicação prática na clínica, contudo, não são primariamente resultantes de uma superfície de implante, um procedimento de tratamento ou um protocolo de aperto em específico. É o refinamento de cada um desses elementos individuais, na realidade, que têm corroborado para a compreensão do fenômeno da osseointegração e melhorado a tecnologia empregada na resolução dos problemas mostrados pelos pacientes (Jokstad, 2009). Assim, como resultado de pesquisas continuadas, ferramentas diagnósticas, planos de tratamentos, *design* de implantes, materiais e técnicas, um sucesso previsível é agora uma realidade na reabilitação de muitas situações clínicas desafiadoras (Misch, 2008).

3.2 Torque de aperto e pré-carga

Segundo Bulaqi et al. (2015) as propriedades biomecânicas dos implantes dentários correspondem a alguns dos principais fatores determinantes sobre sua taxa de sobrevivência e sucesso. Lang et al. (2003) e Wang et al. (2009) por sua vez, afirmam que qualquer tentativa de compreender a biomecânica e as propriedades estruturais associadas com a natureza dinâmica do carregamento deve se iniciar pela compreensão das cargas aplicadas na montagem dos componentes protéticos do sistema de implante, antes mesmo do implante passar a exercer sua função e sofrer forças externas. Esse entendimento inicia-se pelo processo de união entre o implante e o pilar por meio do parafuso de retenção. Uma vez que o 'complexo do implante' é um conjunto de múltiplos componentes que formam uma junta parafusada, as forças aplicadas no seu processo de montagem são essenciais para a manutenção da capacidade funcional do sistema antes mesmo que ele receba uma prótese dentária (Lang et al., 2003). De acordo com os autores (Lang et al., 2003), embora o processo de montagem do implante seja bem conhecido, a natureza das forças que mantém os componentes do implante unidos, bem como a forma pela qual elas são geradas e sustentadas ainda não o são.

A aplicação de qualquer carga externa ao implante deve ser precedida pela montagem do pilar no implante, alcançada por meio do aperto do parafuso, criando uma conexão estável e, assim formando o complexo do implante. A exatidão no que diz respeito à carga aplicada é crítica em determinar a carga transferida para todo o complexo do implante, e através dele, até o osso (Wang et al., 2009). No momento em que o pilar é conectado e fixado ao implante por meio do torque do seu parafuso de conexão, três forças de contato são geradas: uma na interface pilar-parafuso, outra na interface pilar-implante, e a terceira na interface das roscas do parafuso de conexão com as roscas internas do orifício do corpo do implante (Burguete et al., 1994; Hoyer et al., 2001).

Lehman (2006) descreveu os componentes do sistema osso-implante, composto por (Figura 3.1):

- Osso de suporte (osso cortical e osso medular);
- Pino de implante (i);
- Componente protético (*abutment* [a] e parafuso do *abutment* [g]);
- Prótese implanto-suportada;
- Cargas oclusais transversais [OL], longitudinais [LL] e axiais [AL].

O **leito ósseo**, dentro do qual o implante será inserido, corresponde ao osso de suporte do sistema, encontrando-se dividido em duas porções: *osso medular* e *osso cortical*. O osso medular corresponde à camada mais interna, com estrutura esponjosa e baixa resistência mecânica, apresentando grande número de vasos sanguíneos e linfáticos, nervos e células. Pelas suas propriedades mecânicas desfavoráveis, o osso medular tem menor participação na sustentação do pino do implante mas, em contrapartida, atua na dissipação das tensões mastigatórias, devido ao seu grande volume. O osso cortical, por sua vez, possui propriedades mecânicas adequadas à sustentação do implante dentário, sendo o local de sua ancoragem, mas, por outro lado, possui menor capacidade de dissipação das tensões mastigatórias, ocorrendo maior perda óssea ao longo do tempo.

Confeccionado em titânio comercialmente puro, **o pino do implante** é o substituto da raiz dentária e apresenta uma variedade de *designs*, de acordo com os sistemas de implante (Lehman, 2006).

Elementos intermediários entre o pino de implante e a prótese implanto-suportada, os **componentes protéticos**, também chamados de *abutments* (Lehman, 2006), pilares e intermediários transmucosos (Pereira, 2012) possuem vários modelos e *designs*, cuja utilização varia de acordo com as diferentes necessidades clínicas. Sua fixação ao pino de implante se faz por meio de um *parafuso de conexão*, retido na rosca interna do pino de implante (Lehman, 2006).

Por fim, a **prótese implanto-suportada**, que se apoia total ou parcialmente sobre o implante dentário (Lehman, 2006), pode ser cimentada ou parafusada (Pereira, 2012).

As **cargas oclusais**, de extrema importância, correspondem a todas as tensões geradas no sistema através das forças mastigatórias. Podem ser classificadas como oblíquas, longitudinais e axiais, sendo estas últimas as tensões menos deletérias para o sistema osso-implante (Lehman, 2006).

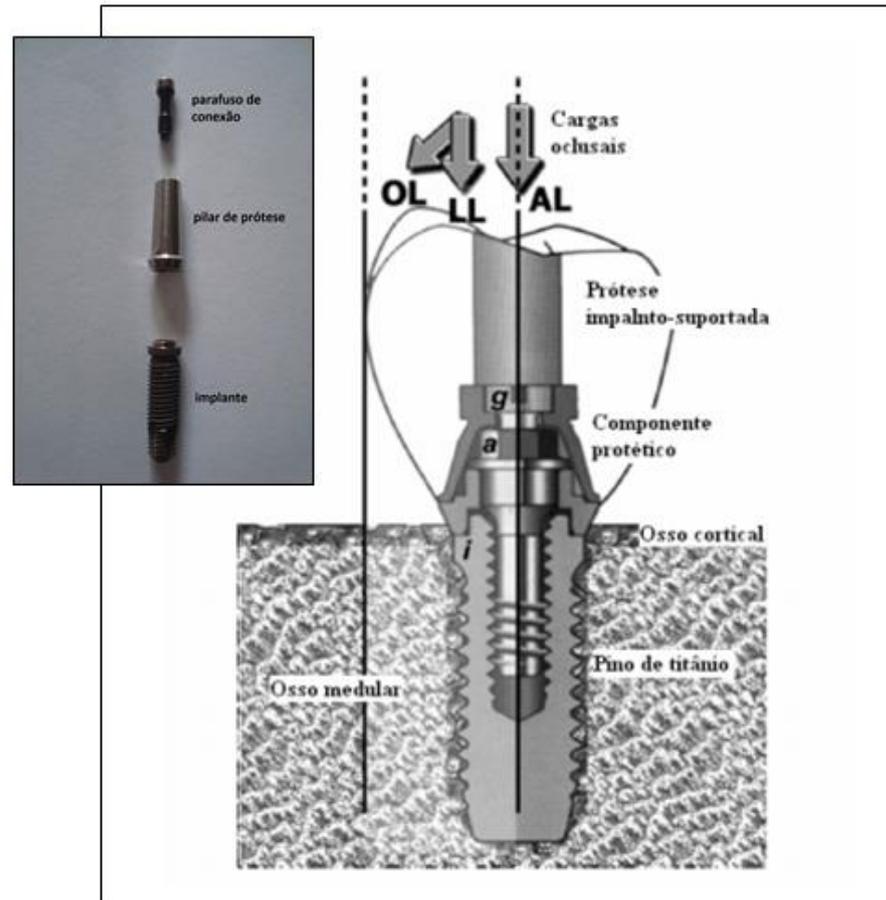


Figura 3.1. Componentes do sistema osso-implante – (i) pino de implante, (a) componente protético, (g) parafuso de conexão, (OL, LL, AL) cargas oclusais oblíquas, longitudinais e axiais, respectivamente. Fonte: Lehman, 2006. No detalhe, aparência real do implante, pilar protético e parafuso de conexão.

A força de aperto exercida sobre o parafuso é denominada torque e, uma vez aplicado, ele desenvolve uma força compressiva de aperto entre as partes chamada pré-carga, que mantém os componentes unidos (McGlumphy et al., 1998). A pré-carga mantém as roscas do parafuso firmemente presas no receptáculo do implante por meio da força de aperto criada entre a cabeça do parafuso e sua base. O parafuso se alonga, colocando a haste e a rosca em tensão, e é a recuperação elástica do parafuso que cria uma força de aperto, mantendo a prótese e o implante unidos (Haack et al., 1995), como demonstrado pela Figura 3.2.

Conforme o torque de aperto é aumentado acima do nível inicial da força de contato, a pré-carga na interface implante/intermediário se eleva até um ponto

denominado “pré-carga ótima”. Este ponto se encontra dentro da amplitude elástica do material do parafuso de fixação (Lang et al., 2003). Assim, para ser efetivo, a pré-carga deve ser inferior ao limite elástico do material (carga máxima na qual nenhuma deformação permanente ocorre) e maior do que qualquer força aplicada durante a mastigação (Patterson et al., 1992; Keating, 2001).

Segundo Nascimento Jr. (2003), a determinação de uma correta pré-carga é essencial para o dimensionamento de uma junta parafusada. Caso seja aplicada uma pré-carga excessiva, o parafuso ou os elementos componentes podem se danificar devido a deformações plásticas, ou mesmo se romper, caso as tensões impostas excedam as tensões de ruptura de um ou mais componentes. Por outro lado, se uma baixa pré-carga for aplicada, a montagem poderá sofrer uma falha prematura, com desaparafusamento, fadiga ou separação dos membros da junta, por exemplo.

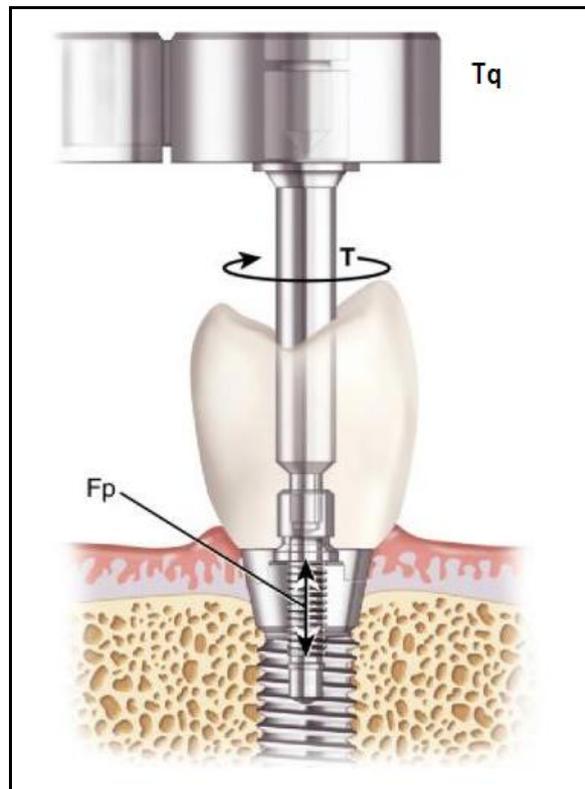


Figura 3.2. O torque (T) é aplicado ao parafuso de conexão (F_p) com o auxílio do torquímetro (T_q). A pré-carga gerada é responsável por manter os componentes unidos. Adaptado de Misch, 2015.

De acordo com Lang et al. (2003), de modo ideal, a pré-carga deve ser 75% do limite de escoamento ou 65% da resistência à fratura do parafuso. Keating (2001), por sua vez, sugere que valores maiores - de 75 a 90% do limite elástico – podem ser requeridos para prevenir a perda do parafuso quando submetido a forças laterais moderadas. Segundo o autor, este valor deve variar conforme a rigidez do material do parafuso e sua necessidade de reutilização ou não.

Considerando que o alongamento resulta tanto das propriedades do material quanto do *design* do parafuso, cada fabricante estabelece o valor correto de torque ao qual o parafuso deve ser submetido para alcançar a pré-carga pretendida (Assunção et al., 2012). A aplicação do valor de torque recomendado tem sido preconizada com a finalidade de se manter a estabilidade do parafuso e, por conseguinte, a união do sistema (Tavarez et al., 2003). Em contrapartida, alguns autores sugerem que o torque recomendado pelo fabricante pode resultar em valores de pré-carga bem abaixo do rendimento ideal (Sakaguchi & Borgersen, 1993; Haack et al., 1995).

Dessa forma, a precisão da pré-carga alcançada durante o aperto do parafuso é um dos principais e mais críticos objetos de estudo quando se trata da carga dinâmica do sistema de implante (Lang et al., 2003), e estudos tem demonstrado que um torque inadequado durante o processo de apertamento pode resultar em afrouxamento do parafuso de conexão (McGlumphy et al., 1998). Todavia a relação entre o torque aplicado e a pré-carga gerada depende de diversos fatores que incluem: a geometria do parafuso, propriedades do material (particularmente sua rigidez), textura e condições das superfícies de contato, grau de lubrificação, e taxa de aperto e integridade da conexão (Keating, 2001). Burguete et al. (1994), por exemplo, demonstraram que uma variação de 25% no torque aplicado resulta em uma variação de 66% no valor da pré-carga.

3.3 Afrouxamento dos parafusos de conexão

Independente do desenho da prótese, se fixa ou removível, unitária ou múltipla, cimentada ou parafusada, quase sempre haverá ao menos um parafuso conectando-a ao implante, diretamente ou através de um pilar protético intermediário. Assim, para que a prótese permaneça funcional, é desejável que esta conexão se mantenha estável ao longo do tempo, suportando adequadamente as forças que sobre ela incidem (Cardoso, 2009).

Carr (1998) afirma que as complicações mecânicas correspondem à maior parte das falhas durante tratamentos com implantes. De acordo com o autor, a ancoragem implante/osso, a ligação dos componentes protéticos com parafusos, bem como a dinâmica envolvida resultam em uma carga complexa com frequente perda e fratura dos componentes do implante.

Montes et al. (2007) realizaram uma análise retrospectiva envolvendo 3.578 implantes, constatando falhas em 126 (3,5%) pacientes. Os autores perceberam que a maior parte das falhas ocorreu antes do carregamento (88,2%), predominantemente em pacientes do sexo masculino. De acordo com o estudo, a maior parte dos implantes perdidos (75%) não apresentava uma causa clínica aparente.

Um estudo retrospectivo de Nixon et al. (2009) analisou 1.000 implantes do sistema Straumann realizados pelo mesmo cirurgião em 650 pacientes ao longo de 12 anos. As complicações resultando em evoluções desfavoráveis ocorreram em 66 implantes, a maioria no primeiro ano após a colocação do implante. As complicações foram classificadas como anestésicas (40 casos), biológicas (14) ou técnicas (12), sendo que estas últimas compreenderam dois casos de quebra do pilar intermediário, quatro casos de perda do pilar, duas quebras do parafuso, duas perdas do parafuso e dois deslocamentos da coroa protética. A taxa sobrevivência dos implantes correspondeu a 99,2% no acumulado de 5 anos, e 98,4% no acumulado de 10 anos, enquanto que a taxa de sucesso foi de 93,1% e 90,0%, respectivamente.

Trabalho recente de Chae et al. (2015) analisou a incidência de complicações em 2.651 implantes de 1.074 pacientes, estudando-a em dois diferentes sistemas: conexão interna (SCI) ou externa (SCE). Os autores observaram que mais da

metade das falhas ocorreu no primeiro ano após o início da carga, e uma taxa de sobrevivência de implantes de 96,1% foi verificada após seis anos de acompanhamento. Taxas de sobrevivência dos implantes bastante similares (97,8%) foram verificadas por Hu et al. em estudo de 2014 no qual 762 implantes foram acompanhados durante um período de 10 anos.

Tabela 3.1. Índices de sobrevivência e sucesso com dois implantes. Adaptado de Dantas et al. (2014).

| Autor (ano) | Amostras | Seguimento (anos) | Implantes | | Próteses | |
|------------------------|----------|-------------------|---------------|---------|---------------|---------|
| | | | Sobrevivência | Sucesso | Sobrevivência | Sucesso |
| Naert et al.(1988) | 43 | 2,5 | - | 97,7% | - | 97,7% |
| Ferrigno et al. (2002) | 84 | 10 | 97,1% | - | 98,8% | - |
| Watson et al. (2002) | 72 | 1 | - | | 98,6% | 83,3% |
| Walton (2003) | Grupo 1 | 2-4 | - | | 92% | 23% |
| | Grupo 2 | | | | 96% | 63% |
| Mackie et al. (2011) | 106 | 5 | - | | 96,84% | 58,5% |
| De Kok et al. (2011) | 10 | 1 | 100% | - | 100% | 100% |

Chae et al. (2015) ressaltam que a incidência de complicações biológicas e mecânicas tem variado consideravelmente à medida que os sistemas de implante vêm sendo modificados ao longo do tempo. Em seu estudo as complicações biológicas (2,1% no SCI e 10,4% no SCE) foram mais frequentes do que as complicações mecânicas (0,1% no SCI e 6,9% no SCE). A perda ou fratura do intermediário ou do parafuso correspondeu à principal complicação mecânica observada e perdeu somente para as complicações relacionadas aos tecidos moles, quando considerado o número total de falhas (6,9% no SCI e 3,2% no SCE). Os autores ressaltam que a metodologia empregada pode justificar essa diferença em relação a outros autores, que apontam as falhas mecânicas como maioria.

A literatura demonstra, portanto, que apesar das impressionantes taxas de sucesso relacionadas aos implantes dentários osseointegrados, existe ainda uma significativa incidência de falhas. Várias razões existem para o elevado número de complicações vivenciadas pelos clínicos nos anos recentes mas é necessário considerar-se, primariamente, o significativo aumento no número de implantes ao longo dos últimos anos (Froum, 2011).

Tais constatações ficam claras na revisão sistemática de Dantas et al. (2014) em que foi analisada a literatura referentes aos índices de sobrevivência e sucesso de próteses mandibulares suportadas por dois ou quatro implantes. Os índices de sobrevivência de próteses com dois implantes variaram de 92% a 100% (Tabela 3.1), enquanto que as próteses com quatro implantes tiveram índices maiores (97,7% a 100%) (Tabela 3.2). O estudo ressalta, todavia, que os autores utilizam critérios individuais para definir o sucesso, e estes critérios se refletem nos resultados.

Tabela 3.2. Índices de sobrevivência e sucesso com quatro implantes. Adaptado de Dantas et al. (2014).

| Autor (ano) | Amostras | Seguimento (anos) | Implantes | | Próteses | |
|-------------------------|----------|-------------------|-------------------------|------------------|---------------|---------|
| | | | Sobrevivência | Sucesso | Sobrevivência | Sucesso |
| Donatsky (1993) | 19 | 1 | - | 98% | 100% | - |
| Chiapasco et al. (1997) | 194 | 2-13 | - | 96,9% | 98,5% | - |
| Makkonnen et al. (1997) | 15 | 5 | 97,4% | - | 100% | - |
| Ferrigno et al. (2002) | 44 | 10 | 97,1% (2 e 4 implantes) | - | 97,7% | - |
| Romeo et al. (2002) | 20 | 2 | - | 100%* 97,5%** | - | 100% |
| Heschl et al. (2011) | 32 | 5 | 100% | 98,6% | 100% | - |

* carga imediata ** carga convencional

Dentre as falhas mecânicas, o afrouxamento do parafuso é reconhecidamente uma importante complicação nas restaurações baseadas em implantes (Binon, 1996; Jemt, 1991; Wolfinger, 2003; Goodacre et al., 2003; Gonçalves et al., 2010). Estudos

longitudinais prospectivos têm sugerido que o afrouxamento do parafuso de fixação é ultrapassado apenas pela perda de osseointegração como causa principal de falhas em implantes (Hoyer et al., 2001).

Essa complicação tem sido intensamente investigada por diversos autores. Em trabalho de Acunha et al. (2009) foram avaliadas retrospectivamente 120 casos de próteses híbridas mandibulares implanto-suportadas, detectando afrouxamento de 17 parafusos e fratura de um. Assim, falhas foram verificadas em 15% dos parafusos protéticos avaliados. Desses, um parafuso desapertado foi detectado após 18 meses em função, quatro parafusos desapertados após dois anos, três após cinco anos, cinco após seis anos, e informações sobre o tempo em função de dois parafusos não puderam ser verificadas. O índice de sucesso dos implantes, contudo, foi de 100% após todos os períodos, ou seja, não houve nenhuma perda de implantes. A diferença entre o índice de sucesso dos parafusos (85%) quando comparado ao índice de sucesso dos implantes (100%) é explicada pela maior severidade em relação aos critérios utilizados, visto que se um parafuso não se apresentava completamente apertado ele era considerado perdido. No entanto, um novo torque era realizado em cada parafuso para ter sua função recuperada.

Yaltirik et al. (2011) analisou retrospectivamente durante um período de cinco anos 48 implantes Straumann de 3,3 mm de diâmetro em 28 pacientes com edentulismo parcial. O índice geral de sobrevivência dos implantes foi de 93,75%, sendo de 80% para implantes de maxila, e 100% para os de mandíbula, contudo, contrastando com a literatura, nenhum caso de afrouxamento do parafuso foi detectado.

Real-Osuna et al. (2012) realizaram um estudo retrospectivo da prevalência de complicações em próteses híbridas implanto-suportadas. Os problemas relacionados com o parafuso protético (quebra, perda ou desgaste da rosca corresponderam a uma das principais complicações (13,7%).

Calderon et al. em trabalho de 2014 envolvendo 509 implantes de 153 pacientes, contudo o afrouxamento do parafuso ocorreu em apenas 17 implantes (3,3% do total). A perda se deu em dois (0,4%), e a fratura em apenas um parafuso

(0,2%). Assim, as complicações relacionadas aos parafusos corresponderam às falhas técnicas de menor frequência. Os autores relataram, contudo, que essa discrepância em relação à literatura tem provável relação com o tipo de estudo realizado, que avaliou apenas o estado da prótese no momento do exame sem considerar o número de reparos prévios (21,6%), que frequentemente envolvem o reaperto ou reposição dos parafusos.

Segundo McGlumphy et al. (1998) um parafuso sofrerá afrouxamento somente se as forças externas que atuam tentando separar os componentes ('forças de separação') forem maiores do que aquelas que os mantêm unidos ('forças de aperto'). Para prevenir o afrouxamento do parafuso não é necessário que as forças de separação sejam eliminadas, mas sim que permaneçam abaixo do limiar da força de aperto estabelecida. Dessa forma, a maximização das forças de aperto e a minimização das forças de separação correspondem aos dois principais fatores envolvidos na manutenção dos parafusos apertados.

Contudo a estabilidade da junta parafusada é influenciada de modo crítico por diversos fatores inter-relacionados, dentre eles a acomodação das superfícies contactantes (parafuso/pilar; parafuso/implante e pilar/implante). Esta teoria se baseia na observação de que nenhuma superfície é completamente lisa. Mesmo superfícies cuidadosamente usinadas - como aquela encontrada em implantes e seus componentes - apresentam rugosidades superficiais identificadas ao microscópio como vales e picos estruturais. Durante o encaixe dos componentes e, ainda mais intensamente, durante a geração da pré-carga, os picos das superfícies opostas entram em contato e há uma tendência natural em ocorrer um aplainamento, ou mesmo desgaste desses picos, em virtude da força de apreensão entre as estruturas. Esse fenômeno denominado relaxamento das tensões ou *embedment relaxation* é responsável pela aproximação das estruturas, que se acomodam. O resultado é a perda gradual da pré-carga, com conseqüente afrouxamento do parafuso de conexão (Jörneus et al, 1992).

Bickford (1995) relatou que o processo de perda de parafusos se dá em dois estágios. Inicialmente, forças externas - como as da mastigação - concentradas

sobre a junção do parafuso resultam no deslizamento de sua rosca, contribuindo para a liberação das tensões acumuladas durante a pré-carga. Em um segundo momento, ocorre uma perda contínua da pré-carga abaixo do nível mínimo necessário, o que permite a perda do rosqueamento do parafuso e consequente perda de sua função. Em uma analogia com a mola, o parafuso é alongado pelo torque a fim de unir os componentes, e é o atrito nas roscas que mantém a tensão. Qualquer força externa, axial ou transversal, que produza um pequeno deslizamento entre as roscas, a despeito de sua intensidade, acaba por reduzir parte do alongamento e diminuir a pré-carga (Haack et al., 1995; McGlumphy, 1993).

Segundo Cardoso (2009), o resultado é um aumento no número de consultas de manutenção, consumindo mais tempo e gerando mais incômodo ao paciente. O autor segue afirmando ser esta situação ainda mais problemática nos casos de próteses cimentadas, nas quais os parafusos que unem os pilares protéticos aos implantes podem se soltar, ocasionando até mesmo a necessidade de perda da prótese para sua remoção.

3.4 Tribologia

A tribologia é a ciência que estuda a interação entre superfícies durante o movimento relativo. Derivada das palavras *tribos* (atrito) e *logos* (estudo), refere-se ao estudo do atrito (Hirayama, 2012).

É reconhecido que o *design* de um implante dentário objetiva formar uma conexão firme entre todos os componentes e estabelecer resistência suficiente contra as forças externas (McGlumphy et al., 1998), responsáveis pela gradual diminuição da pré-carga obtida (Bickford, 1995). Todavia quando duas superfícies de metal se encontram em contato, as forças de adesão e atrito são responsáveis por limitar o movimento entre elas (Stüker et al., 2008). De acordo com Nascimento Jr. (2003), a força de atrito pode ser definida como a resistência encontrada por um corpo em movimento sobre o outro. Genericamente a magnitude da força de atrito é descrita em termos de um coeficiente de atrito, que é a relação entre a força de atrito e a força que atua perpendicularmente às duas superfícies de contato, sendo um dos

principais fatores a influenciar a pré-carga alcançada após o torque (Lang et al., 2003; Assunção et al., 2012; Jörn et al., 2014).

O coeficiente de atrito é definido por Blau (1995) como: “a relação entre a força que oferece resistência ao movimento tangencial entre dois corpos e a força normal pressionando estes corpos”, sendo definido pela fórmula:

$$\mu = F / N$$

onde μ corresponde ao coeficiente de atrito; F é a força tangencial e N é a força normal. A sua interpretação se dá de duas maneiras: coeficiente de atrito estático e dinâmico. O coeficiente de atrito dinâmico surge quando a força tangencial é medida durante o movimento entre as partes em contato. O coeficiente de atrito estático, por sua vez, refere-se à força necessária para tirar do repouso um dos corpos em contato. É o coeficiente de atrito dinâmico que aparece, numericamente, nos cálculos de confiabilidade das juntas aparafusadas, embora o travamento da junta seja feito pelo coeficiente de atrito estático, sendo o responsável pelo torque final de desaperto da junta (Muniz & Sinatora, 2008).

No que se refere aos valores do coeficiente de atrito, faz-se necessário lembrar que o atrito não é uma propriedade intrínseca do material ou de uma combinação de materiais, de modo que adiciona grande complexidade no uso de valores tabelados como fonte de dados para projetos. Os valores, em sua maioria, são gerados em situações experimentais, a partir de determinadas combinações de materiais e em condições estabelecidas com sistemas laboratoriais de geometria simples, de forma que as informações tabeladas fornecem apenas orientações (Ludema, 1996).

Qualquer superfície, por mais lisa que seja, apresenta rugosidades, estando o coeficiente de atrito intimamente relacionado com elas. Uma vez que as rugosidades de uma superfície se acoplam às rugosidades da outra, em menor ou maior grau, resultam em um deslizamento maior ou menor entre os corpos, apresentando um atrito dinâmico menor e/ou igual ao atrito estático (Tabor, 1981).

Segundo Nascimento Jr. (2003) o contato inicial entre duas superfícies planas e paralelas se dá inicialmente somente em alguns poucos pontos de áreas mais proeminentes, denominados asperidades, responsáveis por suportar a carga normal na superfície e gerar uma força de atrito entre elas. Conforme a carga normal é aumentada, ocorre a aproximação das superfícies, aumentando também o número de asperidades que passam a fazer contato entre as duas superfícies. Estudar o modo pelo qual as asperidades de duas superfícies interagem, sob cargas variáveis, é, portanto, fundamental para compreender os fenômenos de atrito e desgaste.

Estudos tem demonstrado que no momento em que o torque é aplicado a um parafuso de conexão, uma parcela significativa dessa força é perdida em função do atrito entre os pontos de contato das superfícies metálicas, inibindo a rotação do parafuso (Cantwell & Hobkirk, 2004). De acordo com Haack et al. (1995), essa perda corresponde a 90% da força de fechamento, com apenas 10% da força sendo transmitida à pré-carga.

Segundo Nascimento Jr. (2003) em função das forças de atrito entre as roscas dos componentes, a ação de aperto também introduz tensão de cisalhamento ao parafuso. Esta tensão pode ser da ordem de 30 a 50% da tensão de tração durante a operação de aperto, principalmente nos casos em que o parafuso é torquado na condição seca, ou seja, com pouco ou nenhum lubrificante.

O coeficiente de atrito é influenciado pela dureza das roscas, tratamento e acabamento da superfície, velocidade do torque, presença e qualidade de lubrificantes, encaixe entre as roscas e entre o implante e o pilar (Bickford, 1995; Krishnan et al., 2014). Através da variação de qualquer um desses fatores, o coeficiente de atrito e a pré-carga alcançada serão afetados, de modo que seu valor é o produto de 30 a 40 variáveis (Lang et al., 2003). Estas diferentes influências tornam difícil saber o coeficiente de atrito exato em uma situação específica. Assim, coeficientes de atrito entre 0.2 e 0.5 têm sido relatados para interfaces de titânio e ligas de titânio, dependendo das condições tribológicas (Burguete et al., 1994).

3.4.1 Lubrificantes

Um método aplicado no intuito de reduzir o atrito e melhorar a adesão consiste na interposição de um filme lubrificante entre as superfícies (Stüker et al., 2008). De acordo com Hirayama (2012) quando se fala em sistemas tribológicos, a lubrificação com filmes fluidos costuma ser a solução mais comum, embora existam outras opções como: contato seco, filmes químicos, sólidos lamelares, elastômeros, elementos rolantes e campos magnéticos (Figura 3.3).

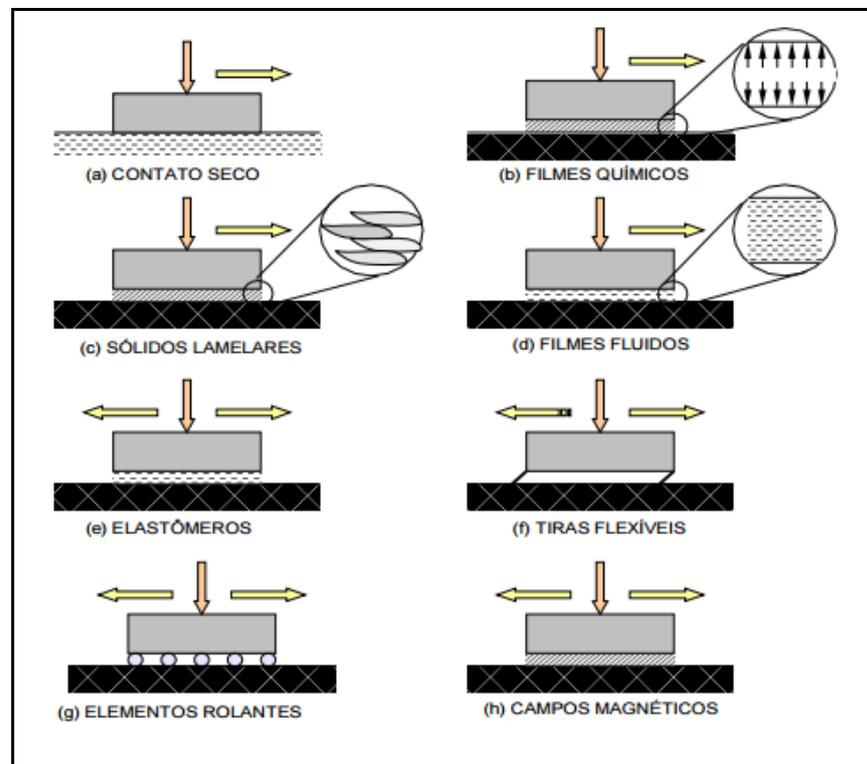


Figura 3.3. Métodos de solução de problemas tribológicos (Leal, 1981).

No âmbito dos implantes dentários, reduzir o atrito entre as superfícies metálicas pode aumentar a rotação do parafuso e, conseqüentemente, o valor da pré-carga (Stüker et al., 2008), visto serem inversamente correlacionados (Oliver & Jain, 2006). Isto significa que um baixo coeficiente de atrito entre as faces em contato resulta em uma maior pré-carga no parafuso quando comparado a um alto coeficiente de atrito, quando o mesmo torque de aperto é aplicado (Burguete et al.,

1994; Haack et al., 1995; Lang et al., 2003). Em estudo de Lang et al. (2003), por exemplo, empregando uma análise de elementos finitos na determinação da pré-carga, a redução do coeficiente de atrito de 0.2 para 0.12 aumentou os valores de pré-carga em 230.3 N e 273.1 N, quando empregaram-se torques de 32 Ncm e 35 Ncm, respectivamente.

Nos últimos anos, as empresas fabricantes de componentes protéticos têm preconizado a utilização de lubrificantes sólidos, também chamados de lubrificantes secos ou recobrimentos, cuja finalidade é reduzir a resistência friccional durante o aperto e permitir maior rotação do parafuso para um determinado torque (Alessandretti et al., 2014). Metais com baixa tensão de cisalhamento, como o ouro puro, por exemplo, podem atuar como lubrificantes secos, de modo que, quando comparados a parafusos sem recobrimento, os parafusos recobertos por ouro alcançaram valores de pré-carga 73, 76, e 62% maiores, quando submetidos a torques de 12, 20, e 32 Ncm, respectivamente (Cantwell & Hobkirk, 2004).

Martin et al. (2001) relataram que parafusos de conexão Gold-Tite® e Torqtite® permitiram que maiores valores de pré-carga fossem alcançados, quando comparados a parafusos regulares de titânio. Os parafusos Gold-Tite® são confeccionados em liga de ouro e recebem, ainda, uma película de 0.76 microns de espessura de ouro puro, sendo constatado um aumento de 24% na pré-carga empregando-se um torque de 32 Ncm, de acordo com o fabricante. Os parafusos Torqtite®, por sua vez, correspondem a parafusos de titânio recobertos por Teflon®, tendo sido constatada uma redução de 60% no coeficiente de atrito em relação aos parafusos comuns (Park et al., 2004).

Stüker et al. (2008), em um estudo *in vitro*, analisaram a pré-carga e o torque de remoção em três tipos de parafusos de conexão para implantes unitários: ouro, titânio e titânio com tratamento de superfície (Ti-tite®). Os parafusos foram apertados com um torque de 32 Ncm e, a seguir, foi utilizada uma célula de carga para mensuração dos valores de pré-carga e torque de remoção. O valor médio da pré-carga nos parafusos de ouro foi de $131,72 \pm 8,98$ N enquanto que nos parafusos de titânio com tratamento de superfície foi de $97,78 \pm 4,68$ N, e nos parafusos de titânio foi de apenas $37,03 \pm 5,69$ N, havendo significância estatística para essa diferença.

De forma semelhante, Silva (2010) empregou parafusos de ouro, titânio e titânio com tratamento de superfície em seu estudo, analisando, contudo, os efeitos da ciclagem mecânica sobre os valores da pré-carga e do torque de remoção. Os parafusos de ouro mostraram os maiores valores de pré-carga ($p < 0,05$) tanto antes quanto depois da ciclagem (pré-ciclagem $341,00 \pm 78,53$ N; pós-ciclagem $284,60 \pm 72,81$ N), seguidos pelos de titânio tratado (pré-ciclagem $284,00 \pm 70,92$ N; pós-ciclagem $195,00 \pm 69,28$ N) e de titânio (pré-ciclagem $235,00 \pm 27,39$ N; pós-ciclagem $196,00 \pm 29,66$ N). O autor ressalta, entretanto, que é necessário observar-se o percentual de redução dos valores de pré-carga após a ciclagem mecânica, que foi superior nos parafusos tratados (31,34%), quando comparados aos de ouro (16,54%) e de titânio (16,59%), demonstrando uma menor estabilidade na manutenção da pré-carga nos parafusos com tratamento de superfície.

Parafusos Neotorque®, por sua vez, correspondem a parafusos de titânio que recebem um recobrimento de 2 a 3 μm de carbono vaporizado – DLC - (Dziedzic et al., 2012). Seus efeitos sobre os valores de pré-carga foram analisados por Dziedzic et al. (2012) em um estudo *in vitro* no qual os parafusos foram submetidos a dez ciclos de aperto e remoção, utilizando-se um torque de 32 Ncm. Os autores perceberam que os menores torques de remoção e conseqüentemente os maiores valores de pré-carga, foram fornecidos pelo grupo com recobrimento na maioria dos ciclos. Quando comparados a parafusos sem recobrimento, os parafusos recobertos por DLC tem demonstrado uma redução do atrito na interface e melhor deslizamento dos componentes, aumentando a pré-carga e reduzindo a incidência de perdas de parafusos (Lang et al., 2003).

Embora estudos tenham demonstrado que em meio úmido se reduz a força friccional resistiva por meio da eliminação da força de cisalhamento (Nigro et al., 2010), poucos são ainda os trabalhos avaliando o emprego de lubrificantes líquidos em parafusos de conexão, com resultados divergentes (Nigro et al., 2010; Alessandretti et al., 2014; Jörn, 2014).

Nigro et al. (2010) analisaram o torque de remoção de parafusos Torqtite® em pilares de Zircônia em ambiente seco ou úmido. Os pilares foram divididos em dois

grupos de dez parafusos cada, sendo submetidos a dez ciclos de fechamento e abertura, empregando-se um torque de 32 Ncm. No grupo submetido ao aperto lubrificado, a rosca interna do implante foi preenchida com saliva artificial. Os resultados demonstraram que os valores médios do torque de remoção nas condições seca e úmida foram 27.5 ± 1.5 Ncm e 31.5 ± 1.2 Ncm, respectivamente, revelando significância estatística entre essas condições, com resultados superiores na condição molhada ($p = 0.0000024$). Observou-se uma perda da carga de apertamento inicial em ambas as condições, contudo a condição úmida demonstrou maior valor médio do torque de remoção. Segundo os autores, o estudo sugere que melhores valores de pré-carga possam ser estabelecidos no grupo úmido, de modo a indicar que o parafuso seja lubrificado em saliva para evitar seu afrouxamento.

Contudo um trabalho de Jörn et al. (2014) empregando análises de elementos finitos, a influência da pré-carga e da carga funcional sobre o estresse de implantes e pilares foi analisada sob diferentes condições de atrito durante o aperto do parafuso. A condição de lubrificação líquida com saliva foi simulada, sugerindo que possua um provável efeito deletério sobre o estresse dos componentes do implante.

Alessandretti et al. (2014), por sua vez, avaliaram o efeito de um lubrificante para instrumentos odontológicos (KaVo UNIspray®) sobre o torque de remoção de parafusos protéticos quando simulados dois níveis de desajuste das próteses aos pilares: adaptação passiva e desajuste vertical. Foram empregados 20 conjuntos de parafusos em liga de titânio, separados em quatro grupos: (1) adaptação passiva sem utilização de lubrificante – grupo controle; (2) desajuste sem utilização de lubrificante; (3) adaptação passiva com utilização de lubrificante e (4) desajuste com utilização de lubrificante. Para lubrificação, os parafusos foram submersos no lubrificante por 2 minutos previamente à sua utilização. O torque de remoção foi avaliado 10 minutos após o torque de aperto. Os resultados do trabalho mostraram que a lubrificação não teve efeito estatisticamente significativo no torque de remoção dos parafusos, tampouco havendo interação entre os fatores ‘lubrificante’ e ‘condição de adaptação’. Os autores especulam que tais achados podem decorrer de uma incapacidade do lubrificante líquido em aumentar suficientemente a rotação dos parafusos e, conseqüentemente, a estabilidade da conexão. Adicionalmente, eles

sugerem que os efeitos do lubrificante sejam futuramente analisados frente à ciclagem mecânica.

3.5 Óleo de Mamona

Ricinus communis é uma planta pertencente à família Euforbiacea, sendo oriunda da Etiópia e tendo sido gradativamente disseminada para a África do Sul, Mediterrâneo e regiões mais quentes da Ásia (Garcia-Gonzalez et al., 1999). Também conhecida como mamoneira ou carrapateira, é um pequeno arbusto que pode crescer até cerca de 6 metros de altura, sendo cultivada em toda a zona tropical e subtropical do mundo. Possui fácil cultivo, baixo custo, resistência à seca e tolerância a amplas variações de temperatura (Oliveira et al., 2005; Ogunniyi, 2006).

Até o fim da década de 1970, a mamona tinha no Brasil seu maior produtor mundial. Os anos que se seguiram mostraram uma grande redução na área cultivada, em razão de diversos obstáculos, principalmente em consequência de fatores ligados à produção agrícola e à comercialização. Na década de 1990, o Brasil já se via frente à necessidade de importar a mamona da Índia e da China, os maiores produtores mundiais até os dias atuais. Mesmo apresentando baixos índices de produtividade e um histórico de desvalorização do produto, o Brasil é atualmente o terceiro maior produtor mundial de mamona. Infelizmente, a cadeia produtiva da mamona ainda não se encontra efetivamente organizada, com volumes de produção oscilando ao longo do tempo, de acordo com a variação dos preços, a demanda internacional e as políticas públicas de incentivo (Pinotti e Amaral, 2013).

Recentemente, parcerias público-privadas têm fomentado a produção de biodiesel a partir do cultivo da mamona. Dada a sua capacidade produtiva na região Nordeste do país, ela foi incluída como cultura inicial no Programa Nacional de Produção e Uso de Biodiesel (PNPB), programa lançado pelo governo federal em 2004 como parte da política governamental brasileira para promover a produção de combustíveis alternativos derivados de óleos vegetais (Pinotti e Amaral, 2013).

O óleo de mamona, também conhecido como óleo de rícino ou internacionalmente como *castor oil*, é extraído a partir das sementes de *R. communis*, no qual representa aproximadamente 46 a 55% do peso de cada semente. É um óleo altamente viscoso, de cor amarelo-claro e não-volátil (Ogunniyi, 2006), possuindo características químicas atípicas quando comparado à maioria dos óleos vegetais, pois além da presença do triglicerídeo do ácido ricinoléico, que é um ácido graxo hidroxilado pouco frequente nos óleos vegetais, este está presente numa faixa de 84 a 91% de sua composição (Cangemi et al., 2010). Outros ácidos, como oléico, linoléico, esteárico e dihidroxiesteárico também aparecem na composição do óleo, mas em pequenas quantidades. Quando comparado a outros óleos vegetais, possui uma boa meia-vida e não se torna rançoso a menos que seja submetido a excessivo aquecimento (Ogunniyi, 2006). Na Tabela 3.3 é possível verificar a composição média (em faixas) do teor de ácidos graxos no óleo de mamona.

Tabela 3.3. Variação do teor de ácidos graxos no óleo de mamona. Adaptado de Moshkin, 1986.

| Ácido Graxo | Porcentagem |
|--------------------|--------------------|
| Ácido Ricinoléico | 84,0-91,0 |
| Ácido Linoléico | 2,9-6,5 |
| Ácido Oléico | 3,1-5,9 |
| Ácido Esteárico | 1,4-2,1 |
| Ácido Palmítico | 0,9-1,5 |

No mercado internacional, é um óleo vegetal muito bem cotado. Seu elevado valor estratégico é reconhecido devido à sua versatilidade industrial e ao fato de não haver bons substitutos em muitas de suas aplicações. A mamona, neste aspecto é fonte de matéria-prima para vários empreendimentos, razão pela qual foi apelidada de “petróleo verde”, pois possui propriedades físicas e químicas que garantem aplicabilidade tecnológica nos mais variados setores da indústria (Schneider, 2003).

O triglicerídeo do ácido ricinoléico, cuja estrutura molecular é mostrada na Figura 3.4, possui a particularidade de ser um dos poucos ácidos graxos naturais cuja estrutura química possui três grupos funcionais altamente reativos: o grupo carbonila no primeiro carbono, a dupla ligação no 9º carbono e o grupo hidroxila no

12º carbono (Cangemi, 2006). Esses grupos funcionais fazem com que o óleo de mamona possa ser submetido a diversos processos químicos, originando uma variedade de produtos (Cangemi et al., 2010). Adicionalmente, conferem a este composto estabilidade e alta viscosidade, sendo considerado um dos óleos mais viscosos, quando comparado a outros óleos vegetais (Schneider, 2013).

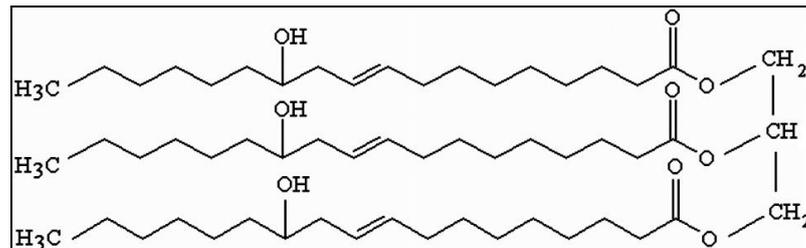


Figura 3.4. Triglicerídeo do ácido ricinoléico (Cangemi et al., 2010).

Atualmente o óleo é utilizado principalmente na indústria de cosméticos, na indústria automotiva, como componente de polímeros ou lubrificante e carburante de motores, ou em aeronaves, como fluido hidráulico (Pires et al., 2004). Quando usado como lubrificante, queima sem deixar resíduos e suporta altas temperaturas sem perder a viscosidade, sendo ideal para motores de alta rotação (Schneider, 2013). Nesse contexto, a mamona desponta como uma das poucas espécies de plantas que têm sido exploradas quanto à sua aplicação como lubrificante, visto possuir imenso potencial em anular os efeitos friccionais das interações metálicas (Suhane et al., 2014). O emprego do óleo de mamona como lubrificante em sistemas biológicos, contudo, parece ainda inexplorado.

Seu uso medicinal é antigo, sendo administrado como laxante desde a antiguidade (Ogunniyi, 2006). Mais recentemente, uma série de outros efeitos tem sido pesquisados a partir do emprego medicinal do óleo de mamona, relatando-se atividades anti-diabéticas, antimicrobianas, antifúngicas, antioxidantes, anticonceptivas, anti-inflamatórias, analgésicas, antitumorais, antiasmáticas e de regeneração óssea, por exemplo (Jena & Gupta, 2012; Rana et al., 2012). Embora as sementes da mamona sejam tóxicas para humanos e animais por conter uma glicoproteína altamente tóxica chamada 'ricina', (Fonseca & Soto-Blanco, 2014), quando destinada a fins medicinais, a extração do óleo de mamona se dá por

prensagem a frio, obtendo-se um óleo livre de ricina, límpido e com baixo teor de acidez e impurezas (Schneider, 2003).

3.5.1 Biocompatibilidade

A biocompatibilidade corresponde à capacidade do material em ter uma resposta adequada em uma aplicação específica, minimizando reações alérgicas, inflamatórias ou tóxicas, quando em contato com tecidos vivos ou fluidos orgânicos (Jung et al., 2005). Poliuretanas têm sido sistematicamente sintetizadas a partir do óleo de mamona, demonstrando grande potencial para aplicação médica, visto que as propriedades físico-químicas de sua fórmula molecular tem mostrado conferir biocompatibilidade ao material (Mendonça et al., 2006). O polímero poliuretano derivado do óleo de mamona tem sido empregado na produção de próteses para várias regiões do corpo e de cimento ósseo, cuja função é preencher o espaço entre a prótese e o osso poroso, possibilitando seu correto encaixe. Desenvolvido pelo Grupo de Química Analítica e Tecnologia de Polímeros (GQATP) da Universidade de São Paulo (USP) de São Carlos, o produto recebeu em 2003 a aprovação da *Food and Drug Administration* (FDA), a agência do governo norte-americano responsável pela liberação de novos alimentos e medicamentos (Cangemi et al., 2010).

Intensamente pesquisada nos anos recentes, a biocompatibilidade dos polímeros derivados do óleo de mamona tem sido comprovada em diversos estudos *in vivo*, especialmente no que refere à sua aplicação como substitutos ósseos (Mendonça et al., 2006; Pereira Júnior et al., 2007; Dias et al., 2009; Nóbrega, 2014; Nacer et al., 2015).

De um modo geral, derivados do óleo de mamona estão sendo empregados em diversas áreas da odontologia, despertando grande interesse. Ainda que a biocompatibilidade da poliuretana derivada do óleo de mamona tenha se consolidado com diversos estudos, análises relacionadas aos demais derivados são ainda escassos, mas promissores (Siqueira, 2010). Em 1999, Ferreira et al. utilizaram pela primeira vez um detergente de óleo de mamona a 3.3% como solução irrigante endodôntica. Adicionalmente ao fato de nenhum dos 49 pacientes tratados mostrar

qualquer sintomatologia pós-operatória, exsudato ou edema, os acompanhamentos clínicos e radiológicos sugeriram que o óleo de mamona é biocompatível com os tecidos periapicais.

Em trabalho de 2009a, Camargo et al. analisaram os aspectos toxicológicos dos cimentos endodônticos comerciais Acroseal®, Epiphany®, AH Plus®, bem como de um cimento elaborado a partir do óleo de mamona. Técnicas de cultivo celular *in vitro* foram utilizadas para avaliar a citotoxicidade e a geração de espécies reativas ao oxigênio (ROS) em células de polpas dentárias humanas. O cimento de óleo de mamona apresentou os menores efeitos citotóxicos dentre todos os analisados.

Em outro estudo, Camargo et al. (2009b) analisaram o potencial citotóxico e genotóxico do cimento de óleo de mamona, quando comparado a outros seladores de polpa dentária comumente utilizados na endodontia, Hydro C® e agregado trióxido mineral. Tanto o cimento quanto o agregado trióxido mineral não influenciaram negativamente na sobrevivência celular, embora os autores tenham sugerido pesquisas adicionais para consolidar tais achados biológicos.

Siqueira (2010), por sua vez, avaliou o comportamento biológico a partir do contato de substâncias irrigadoras endodônticas com células inflamatórias mononucleares. A autora analisou a citotoxicidade do hipoclorito de sódio a 1%, do digluconato de clorexidina a 2% e do detergente de óleo de mamona a 3.3% e seus efeitos na liberação de citocinas e de óxido nítrico – substâncias liberadas durante o processo inflamatório - em células de macrófagos peritoniais murinos. A atividade citotóxica das substâncias foi avaliada a curto prazo (4 e 12 horas), médio prazo (24, 48 e 72 horas) e longo prazo (5 e 7 dias). Nas condições experimentais do estudo, observou-se que o digluconato de clorexidina apresentou maior citotoxicidade em relação às outras substâncias. O detergente derivado do óleo de mamona manteve um comportamento biológico, não influenciando na síntese de citocinas e óxido nítrico e apresentando os melhores resultados de biocompatibilidade quando comparado aos demais.

3.5.2 Atividade antimicrobiana

De acordo com Aguiar et al. (2010), seguindo as diretrizes da Organização Mundial da Saúde, a qual recomenda o uso de produtos animais, vegetais ou minerais, o emprego de derivados do óleo de mamona tem sido sugerido não só devido às suas excelentes propriedades biológicas, mas também por suas atividades antimicrobianas, as quais contribuem para sua aplicação na odontologia. Segundo Misch (2015), a conexão do pilar ao corpo do implante encontra-se vários milímetros abaixo da margem tecidual e pode não ser hermeticamente selada. Pode, portanto, contribuir para uma infecção bacteriana, especialmente se o parafuso do pilar afrouxar.

Em estudo de Ferreira et al. (2009), o detergente de óleo de mamona mostrou atividade antimicrobiana similar à da solução de hipoclorito de sódio a 0.5% quando usado no tratamento de canais com necrose pulpar. Já no ano de 2002, Ferreira et al. analisaram a atividade antibacteriana do detergente de óleo de mamona a 3.3% frente a bactérias anaeróbias (*Prevotella nigrescens*, *Fusobacterium nucleatum*, *Clostridium perfringens* e *Bacteroides fragilis*). Foram analisados os efeitos de quatro agentes antibacterianos: hidróxido de cálcio a 10%, clorexidine a 2%, detergente de óleo de mamona a 10%, e paramonoclorofenol canforado. Os resultados demonstraram que o óleo de mamona apresentou atividade antimicrobiana somente inferior à do clorexidina.

Recentemente a atividade antimicrobiana de um dentifrício experimental a base de óleo de mamona foi avaliada *in vitro* por Leite et al. (2014), analisando-se seu efeito na higiene de próteses contra *Staphylococcus aureus*, *Escherichia coli*, *Streptococcus mutans*, *Enterococcus faecalis*, *Candida albicans* e *Candida glabrata*. Dentifrícios com concentrações de 1, 2, 5 e 10% foram criados e testados comparativamente com dentifrícios comerciais. Os resultados demonstraram que os dentifrícios experimentais contendo *R. communis* a 2, 5 e 10% apresentaram ação contra *S. mutans*, *S. aureus* e *E. faecalis*, sendo que a concentração de 10% resultou na maior atividade antimicrobiana.

4. MATERIAIS E MÉTODOS

4.1. Local de Realização

A célula aferidora de pré-carga foi construída no Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento (IDEIA) da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul (PUCRS). Os procedimentos de mensuração da pré-carga e de avaliação diascópica dos parafusos foram realizados nas dependências do Laboratório de Metrologia (LAMETRO) da Faculdade de Engenharia da PUCRS. O experimento foi conduzido sob condições controladas de temperatura ambiente ($20,57 \pm 0,59^\circ\text{C}$) e umidade relativa do ar ($60,75 \pm 2,87\%$).

4.2 Amostra experimental

Neste estudo *in vitro*, foram utilizados implantes dentários e componentes protéticos fabricados em titânio comercialmente puro (Neodent Implante Osseointegrável, Curitiba – PR, Brasil): 4 implantes Titamax Ti Cortical® Hexágono Externo (referência 109.305); 4 intermediários protéticos UCLA (*Universal Castable Long Abutment* - referência 118.009), 14 parafusos protéticos Titânio® (referência 116.002), e 14 parafusos protéticos com tratamento de superfície à base de DLC Neotorque® (referência 116.180). O número de amostras necessárias para viabilização das avaliações foi determinado por análise estatística com base em estudos de metodologia similar.

4.3 Óleo de Mamona

O óleo de mamona *extra palle* (lote 01/07-2015) foi cedido pela A. Azevedo Indústria e Comércio de Óleos LTDA. O laudo de análise do produto encontra-se demonstrado no Anexo 1.

4.4 Grupos Experimentais

Para a realização do experimento, os parafusos foram aleatoriamente divididos em quatro grupos de sete amostras cada, assim denominados:

- **Grupo Titânio:** parafusos de conexão de titânio submetidos ao torque de aperto sem lubrificação ou recobrimento;
- **Grupo DLC:** parafusos de conexão de titânio com recobrimento de DLC submetidos ao torque de aperto;
- **Grupo Titânio com Óleo:** parafusos de conexão de titânio submetidos ao torque de aperto com lubrificação de óleo de mamona;
- **Grupo DLC com Óleo:** parafusos de conexão de titânio com recobrimento de DLC submetidos ao torque de aperto com lubrificação de óleo de mamona.

No Anexo 2 encontra-se o organograma ilustrando os procedimentos metodológicos empregados.

4.5 Célula aferidora da pré-carga

Com a finalidade de medir a pré-carga gerada durante a fixação do parafuso de conexão aos implantes foi idealizado um aparato (Figura 4.1), de acordo com modificações das técnicas previamente descritas por Tzenakis et al. (2002) e Stüker (2006).

O equipamento é composto de uma célula de carga fabricada em alumínio ABNT 5083 fixada em uma estrutura de aço ABNT 1045. O implante é fixado à célula de carga, enquanto que o intermediário é fixado a uma barra de aço inoxidável, conforme ilustrado pela Figura 4.2. A barra de aço inoxidável restringe a passagem do conjunto intermediário + parafuso, permitindo que a célula de carga deforme, e assim, registrando a força de pré-carga. A este conjunto denominou-se 'célula aferidora da pré-carga'.

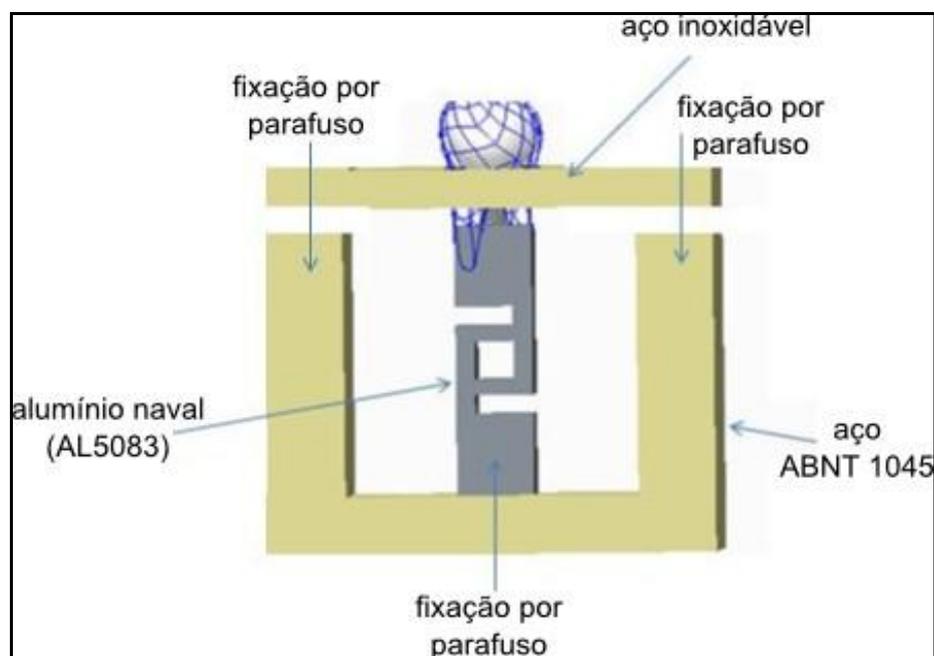


Figura 4.1. Materiais utilizados na confecção da célula aferidora da pré-carga.

Para confecção da célula de carga, por sua vez, foram utilizados extensômetros de resistência elétrica feitas de Constantan (45% Ni e 44% Cu) possuindo 5 mm de comprimento e resistência de 120Ω . Os extensômetros foram fixados ao corpo em "S" da célula de pré-carga com cola de cianoacrilato. Uma vez realizado o torque de aperto do conjunto implante/parafuso, os extensômetros de resistência elétrica realizam a medição indireta dos valores de pré-carga a partir de uma deformação do alumínio onde os mesmos estão fixados. Ou seja, os extensômetros são responsáveis pela leitura da deformação gerada no momento do torque.

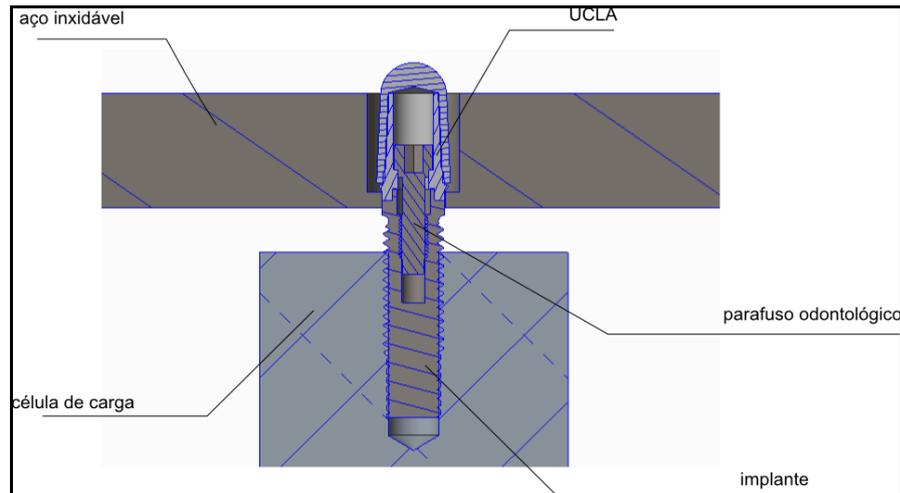


Figura 4.2. Fixação do conjunto intermediário + parafuso de conexão no implante.

Os extensômetros de resistência elétrica medem a deformação relativa através da determinação da variação da resistência elétrica. Estão ligados de modo a constituir um circuito tipo Ponte de *Wheatstone* completa, um arranjo de quatro resistores (quatro extensômetros) dispostos retangularmente de forma que, quando o produto de dois extensômetros opostos se igualam, tem-se a ponte equilibrada (quando $R1 \times R3 = R2 \times R4$), situação em que deformações mecânicas decorrentes de variações de temperatura não alteram os valores mensurados.

As deformações geram uma pequena variação de tensão elétrica nos terminais da Ponte de *Wheatstone*. Esta pequena variação é amplificada por um amplificador de instrumentação AD623® (Analog Devices Corporate Headquarters, Norwood, USA) de modo que sem carga aplicada na célula de carga, a tensão de saída do amplificador fica em 2,56 V, mas quando o torque é aplicado, esta tensão de saída diminui. Os valores de pré-carga foram medidos pelos extensômetros em volts (V) e posteriormente convertidos para quilogramas (kg).

Após esta amplificação, o sinal é adquirido por uma placa microcontrolada, utilizando o microcontrolador ATmega2560® (Atmel Corporation, San José, California, USA), o qual possui um conversor analógico/digital de 10 bits de resolução. A tensão de referência do conversor foi ajustada para 2,56 V, de modo que a saída do amplificador de instrumentação represente o fundo de escala do conversor analógico/digital.

4.5.1 Calibração e conversão

No início dos experimentos, procedeu-se a calibração da célula aferidora da pré-carga. Para a realização da medição da força em newtons (N) aplicada no implante, a célula de carga foi arranjada de modo a permitir que fossem afixadas massas previamente pesadas (em kg) em balança de precisão. A célula foi posicionada com sua porção superior para baixo e as massas foram fixadas de modo a tracionar o implante alocado em seu interior, conforme a Figura 4.3. Assim, utilizando os valores das massas suspensas (em kg) e os valores gerados na célula pelas mesmas (em volts), foi gerada uma curva de calibração (Anexo 3).

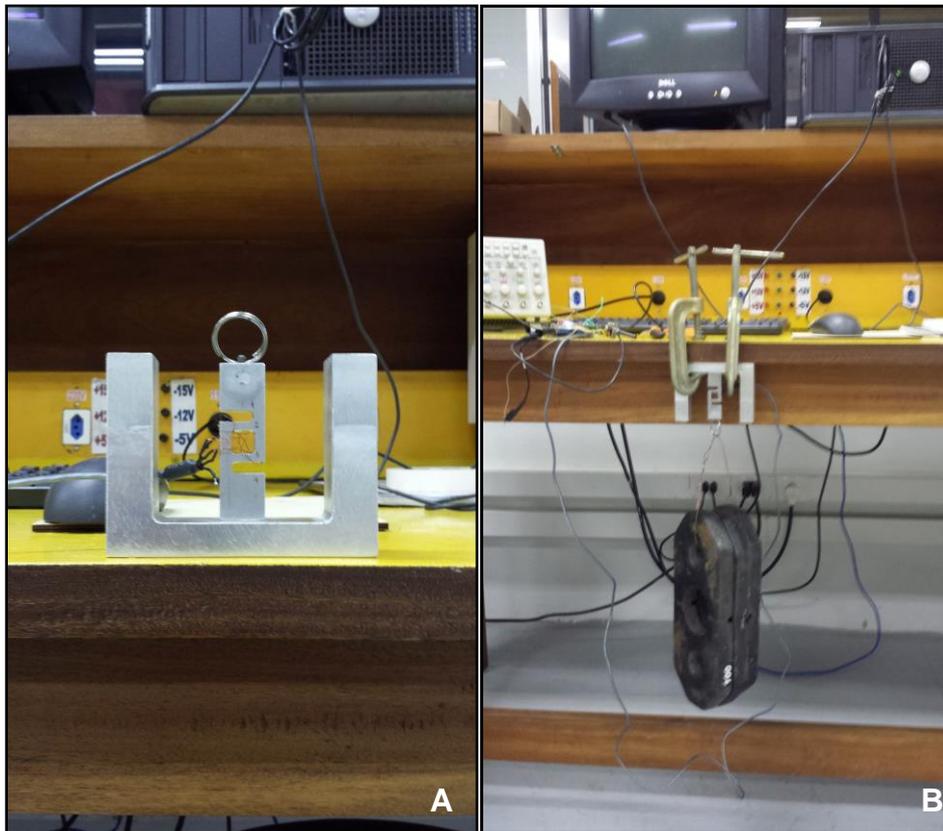


Figura 4.3. Calibração da célula de pré-carga. **A.** Célula de pré-carga com implante no interior. Fixada ao implante, argola para sustentação das massas previamente pesadas. **B.** Procedimento de tração do implante pelas massas.

Sabe-se que, durante o procedimento, os valores gerados em volts pelos extensômetros podem corresponder a diferentes valores de peso. Sendo assim, torna-se necessária a utilização das massas para calibração antes de executar as mensurações do experimento, uma vez que o valor que será utilizado para conversão será em quilogramas, e não os valores obtidos originalmente em volts.

Para realizar a calibração, a célula de carga foi conectada a uma placa, responsável pelo condicionamento do sinal lido pelo conversor analógico/digital do microcontrolador. Estes valores foram convertidos segundo a função de transferência obtida pela calibração e mostrados em quilogramas no display da placa microcontrolada.

4.6 Procedimento de aferição da pré-carga e do torque de remoção

Para os procedimentos de avaliação, um conjunto de implante e intermediário foi utilizado para cada um dos grupos experimentais. Os implantes foram manualmente alocados no interior da célula de pré-carga e, a seguir, os intermediários foram posicionados sobre os implantes e fixados com os parafusos de conexão correspondentes a cada um dos grupos, com um pré-torque de 20 Ncm. Transcorrido um minuto, procedeu-se um novo torque de aperto, no valor de 32 Ncm, conforme a indicação do fabricante. Por fim, passados cinco minutos, realizou-se a retirada do parafuso e mensuração do torque máximo de remoção. Este período de cinco minutos teve por finalidade estabilizar o valor da pré-carga, seguindo a recomendação de Tzenakis et al. (2002). O parafuso foi, então, submetido ao mesmo protocolo de aperto e remoção por outras quatro vezes consecutivas.

Para estes procedimentos foi empregado um torquímetro axial digital (modelo TSD150, faixa nominal 15 a 150 Ncm, resolução 0,1 N.cm, Tipo 1, Classe E, número de fabricação 117317 - Torqueleader, San José, California, USA), demonstrado na Figura 4.4. A calibração do torquímetro se deu previamente ao experimento, encontrando-se o certificado nos Anexos 4 a 6. Acoplada ao torquímetro foi utilizada uma chave hexagonal com 1,2 mm de diâmetro (Neodent, Curitiba, Brasil). Os testes

foram realizados pelo mesmo avaliador mantendo o torquímetro digital visualmente perpendicular em relação à célula de pré-carga.



Figura 4.4. Torquímetro digital utilizado no experimento.

Em cada uma das cinco séries de aperto e remoção dos parafusos de conexão, a aferição e registro da pré-carga mensurada foi realizado em dois momentos: um minuto após o aperto com torque de 20 Ncm; e cinco minutos após o aperto com torque de 32 Ncm.

Nos Grupos Titânio com Óleo e DLC com Óleo, imediatamente antes dos referidos testes de avaliação da pré-carga, os parafusos foram submetidos a lubrificação com óleo de mamona. Para isso, foram submersos em 0,5 mL de óleo de mamona *extra palle*, dentro de microtubos Eppendorf® de 1,5 mL (Eppendorf do Brasil, São Paulo, Brasil) durante um período de dois minutos, ao final do qual foram retirados com o auxílio de uma pinça de dissecação e imediatamente alojados em um suporte plástico confeccionado pelo autor. Este suporte consistiu em uma base de plástico rígido coberta por uma película de plástico maleável previamente furada de acordo com o diâmetro dos parafusos de conexão, permitindo que os mesmos permanecessem suspensos por suas cabeças, sem qualquer contato da rosca com o

suporte. Os parafusos foram mantidos imóveis no suporte por um período de 15 minutos, durante o qual ocorreu o desprendimento do excesso de óleo, por gravidade. Ao final deste período, foram novamente pinçados e conectados ao intermediário, a fim de proceder os testes de avaliação previamente descritos. A Figura 4.5 demonstra o procedimento de avaliação da pré-carga.

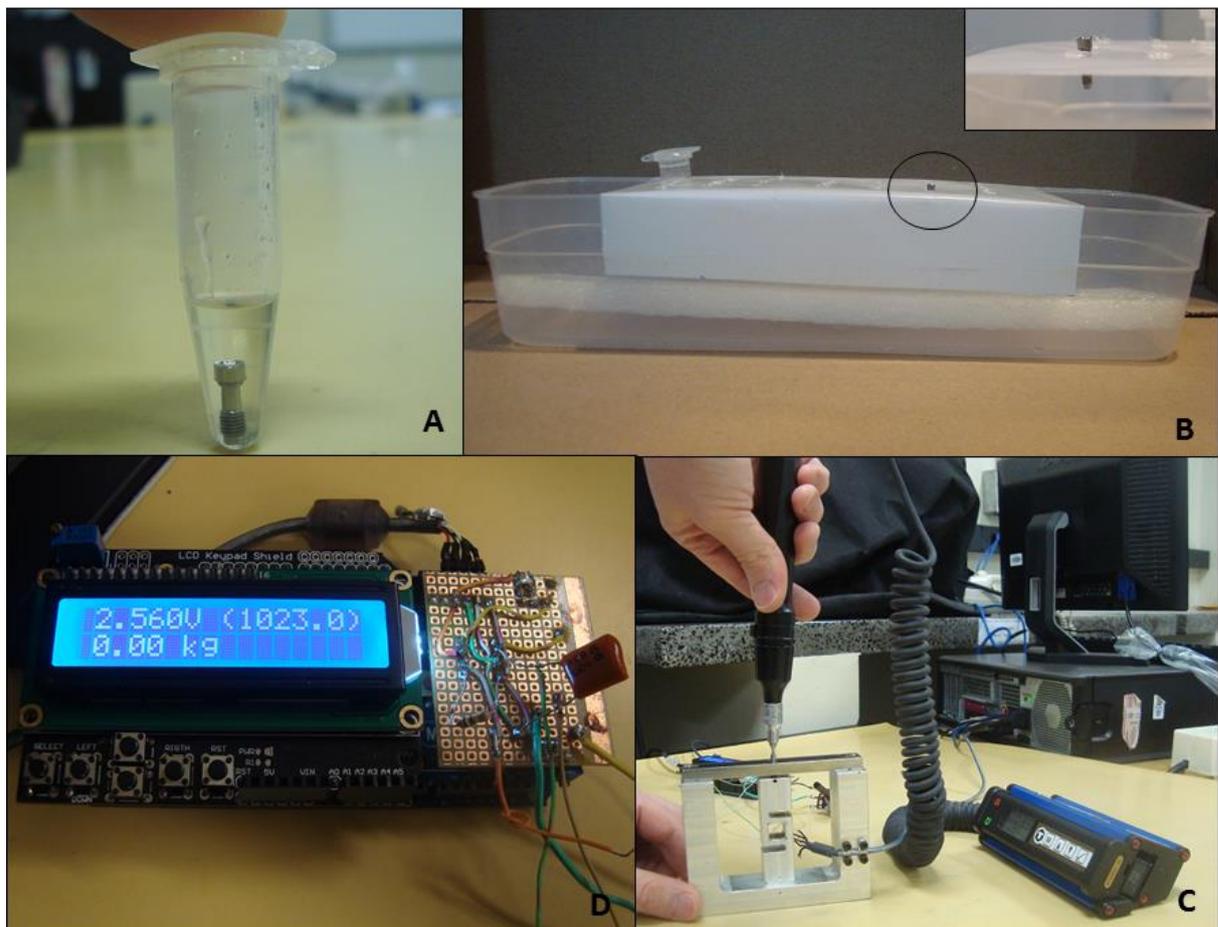


Figura 4.5. Procedimento de avaliação da pré-carga. **A.** Os parafusos do Grupos Titânio com Óleo e do DLC com Óleo foram submersos em óleo de mamona durante dois minutos. Esta etapa não foi realizada nos parafusos dos Grupos Titânio e DLC, os quais foram retirados de suas embalagens originais e imediatamente colocados no suporte. **B.** Os parafusos de todos os grupos foram alojados no suporte plástico e mantidos imóveis durante 15 minutos. Nos parafusos lubrificados, este período permitiu a eliminação do excesso de óleo de mamona por gravidade. No detalhe, parafuso de conexão suspenso pelo suporte plástico. **C.** Utilizando-se um torquímetro digital, os parafusos foram fixados aos intermediários com um toque de aperto inicial de 20 Ncm e, transcorrido um minuto, foram submetidos a um novo aperto, com torque de 32 Ncm. **D.** Os valores de pré-carga foram registrados pela célula aferidora de pré-carga um minuto após o torque de 20 Ncm, e cinco minutos após o torque de 32 Ncm.

4.7 Procedimento de Avaliação Diascópica

Finalizados os procedimentos de avaliação da pré-carga e do torque de remoção, todos os parafusos dos diferentes grupos amostrais foram submetidos a avaliação por diascopia, a fim de se avaliar a integridade das roscas. A diascopia, que corresponde à projeção da sombra de um objeto, foi realizada por meio da utilização de um projetor de perfil Nikon® modelo V.16, resolução de 0,001 mm, n° de série 36914, Certificado RBC n° 7463.01 (Nikon do Brasil, São Paulo, Brasil). O projetor de perfil é constituído por um visor no qual é projetada a imagem ampliada do objeto. Abaixo do visor encontram-se dois iluminadores móveis e um carretel de lentes objetivas de aumento de dez, vinte e cem vezes, enquanto que sob as lentes há uma base em vidro sobre a qual é colocado o objeto em análise. Para aferição, uma luz atravessa a base de vidro na direção vertical, de baixo para cima, projetando a sombra do objeto no visor (Figura 4.6).



Figura 4.6. Projetor de perfil com imagem do parafuso em aumento de 20x.

Para as análises, os parafusos foram posicionados em um suporte de metal, impedindo sua movimentação durante as aferições. Assim, empregando-se o aumento de 20x, procedeu-se uma leitura digital eletrônica, avaliando-se os passos das roscas dos parafusos (distância compreendida entre dois filetes consecutivos) e a ocorrência de deformações visíveis (Figuras 4.7 e 4.8). Do total de seis passos de roscas do parafuso, foram medidas somente as quatro centrais, excluindo-se o primeiro e o último passo de rosca. Estes dados foram comparados com as medidas fornecidas pelo fabricante e, posteriormente, analisados.



Figura 4.7. Mostrador digital do projetor de perfil.



Figura 4.8. Perfil do parafuso observado no procedimento de diascopia.

4.8 Análise Estatística

As análises estatísticas foram realizadas através do *software* SAS versão *University Edition* e o nível de significância adotado foi de 5%.

Com o intuito de comparar o efeito dos métodos de lubrificação sobre os valores da pré-carga e torque de remoção, procedeu-se com a análise de variância (ANOVA). Entretanto, como o experimento foi realizado com apenas um implante por grupo experimental, foi necessário adaptar a análise de variância usando o método descrito por Perrett (2004), onde a estimativa do erro experimental se baseia nas subunidades experimentais (parafusos) através do coeficiente de correlação intraclasse, suposto de 50%. Foram realizadas as seguintes comparações entre grupos:

- 1) Comparação do efeito do aumento médio da pré-carga observada após cinco apertos ao aumentar os torques de aperto de 20 para 32 Ncm entre os grupos;
- 2) Comparação da pré-carga observada após o 1º aperto de 20 Ncm e após o 1º aperto de 32 Ncm entre os grupos.
- 3) Comparação da pré-carga média observada após cinco apertos de 20 Ncm e após 5 apertos de 32 Ncm entre os grupos;
- 4) Comparação do torque de remoção após o 1º aperto de 32 Ncm entre os grupos;
- 5) Comparação do torque de remoção médio após cinco apertos e desapertos de 32 Ncm entre os grupos.

Quando a análise de variância resultou em diferenças significativas entre os grupos, procedeu-se com a comparação de médias pelo método de Tukey, também com nível de significância de 5%. Os pressupostos de normalidade e homoscedasticidade para os testes de comparação da pré-carga e torque de remoção foram atendidos.

5. RESULTADOS

5.1 Torque de aperto

As médias dos torques de aperto utilizados (20 Ncm e 32 Ncm) para os diferentes grupos encontram-se demonstradas na Tabela 5.1, abaixo.

Tabela 5.1. Média e desvio-padrão dos torques de aperto de 20 Ncm e 32 Ncm para os diferentes grupos amostrais.

| Grupo | Torque 20 Ncm | | Torque 32 Ncm | |
|------------------|---------------|---------------|---------------|---------------|
| | Média | Desvio-padrão | Média | Desvio-padrão |
| Titânio | 20,46 | 0,27 | 32,39 | 0,40 |
| DLC | 20,39 | 0,21 | 32,26 | 0,35 |
| Titânio com Óleo | 20,36 | 0,29 | 32,67 | 0,60 |
| DLC com Óleo | 20,34 | 0,23 | 32,23 | 0,30 |

5.2 Pré-carga

5.2.1 Efeito do aumento do torque de aperto sobre o valor da pré-carga

Em todos os grupos amostrais, o torque de aperto de 32 Ncm resultou em valores médios de pré-carga estatisticamente superiores quando comparado ao torque de 20 Ncm. A comparação do aumento médio da pré-carga entre os grupos foi realizada por análise de variância (ANOVA) e encontra-se a seguir (Tabela 5.2).

Tabela 5.2. Resultados da análise de variância para aumento da pré-carga média com a modificação do torque de aperto de 20 para 32 Ncm.

| Causa da variação | Graus de liberdade | Valor F | P-valor |
|-------------------|--------------------|---------|---------|
| Grupo | 3 | 5,30 | 0,006 |

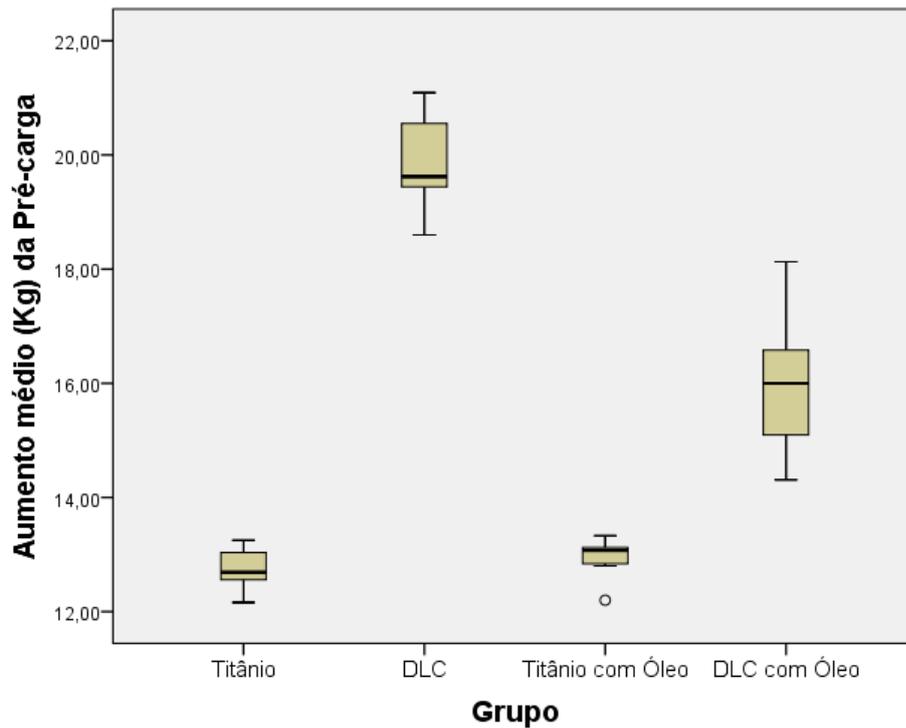


Figura 5.1. Aumento médio da pré-carga entre os diferentes grupos amostrais com a mudança do torque de aperto de 20 para 32 Ncm.

Os resultados demonstraram que o aumento médio da pré-carga observado ao passar o torque de aperto de 20 para 32 Ncm diferiu significativamente (p -valor $< 0,05$) entre os grupos, ou seja, houve pelo menos um grupo em que esse aumento médio observado diferiu dos demais (Figura 5.1).

Tabela 5.3. Médias e comparações múltiplas do aumento médio da pré-carga com a mudança do torque de 20 para 32 Ncm pelo teste de Tukey.

| Grupo | Aumento médio (kg) | Desvio-padrão | Diferenças* |
|---------|--------------------|---------------|-------------|
| Titânio | 12,75 | 1,52 | A |
| DLC | 19,89 | 2,47 | B |

| | | | |
|------------------|-------|------|----|
| Titânio com óleo | 12,93 | 1,72 | AB |
| DLC com óleo | 15,97 | 2,61 | AB |

*Grupos com letras diferentes diferem significativamente a 5% de significância.

As comparações demonstraram que, a 5% de significância, o aumento médio da pré-carga observado no Grupo DLC foi significativamente maior que o aumento médio da pré-carga observado no Grupo Titânio, quando o torque de aperto foi modificado de 20 para 32 Ncm. Entre as demais comparações não se observaram diferenças significativas (Tabela 5.3).

5.2.2 Avaliação da pré-carga após o primeiro aperto.

5.2.2.1 Torque de 20 Ncm

Com a finalidade de avaliar a influência da lubrificação nos valores da pré-carga após o primeiro aperto dos parafusos com um torque de 20 Ncm, os valores médios foram analisados estatisticamente entre os grupos, como mostrado pelas Tabelas 5.4 e 5.5.

Tabela 5.4. Resultados da análise de variância dos valores da pré-carga média para o primeiro torque de aperto com 20 Ncm.

| Causa da variação | Graus de liberdade | Valor F | P-valor |
|-------------------|--------------------|---------|---------|
| Grupo | 3 | 0,98 | 0,4170 |

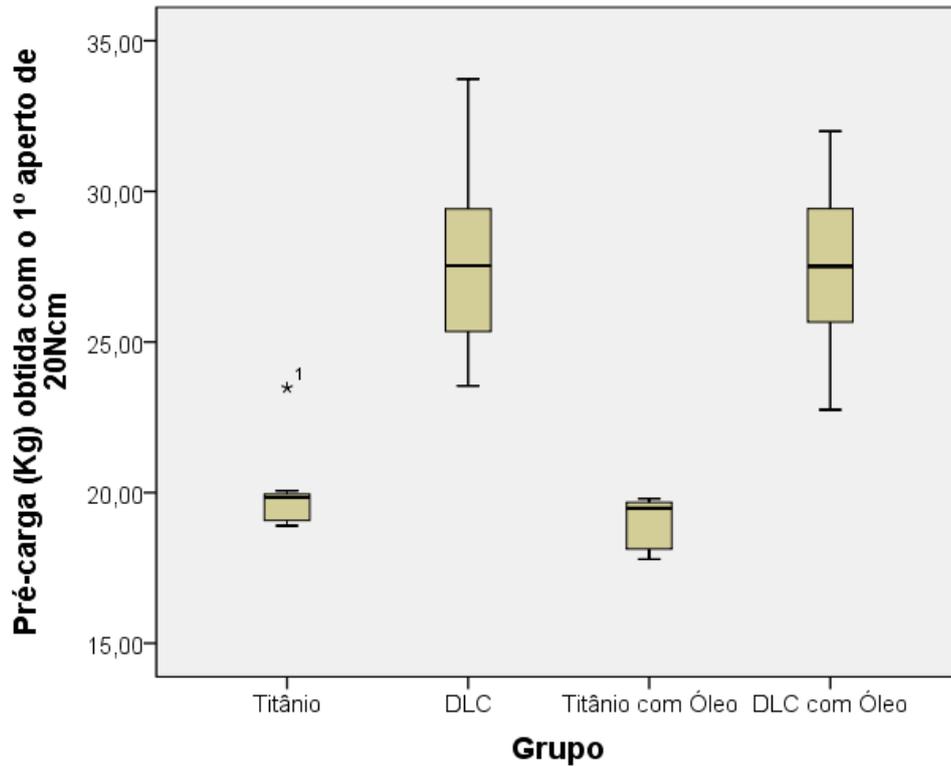


Figura 5.2. Pré-carga média dos diferentes grupos amostrais após o primeiro aperto com torque de 20 Ncm.

Tabela 5.5. Média e desvio-padrão da pré-carga dos diferentes grupos amostrais após o primeiro torque de aperto de 20 Ncm.

| Grupo | Pré-carga média (kg) | Desvio-padrão |
|------------------|----------------------|---------------|
| Titânio | 20,04 | 1,59 |
| DLC | 27,76 | 3,58 |
| Titânio com óleo | 18,95 | 0,90 |
| DLC com óleo | 27,49 | 3,18 |

Concluiu-se que, a 5% de significância, que não houve diferença estatística entre os grupos quanto à pré-carga média após o torque de 20 Ncm (Figura 5.2).

5.2.2.2 Torque de 32 Ncm

Para avaliar a influência da lubrificação nos valores da pré-carga após o primeiro aperto dos parafusos com um torque de 32 Ncm, os valores médios foram analisados estatisticamente entre os grupos, como mostrado nas Tabela 5.6 e 5.7.

Tabela 5.6. Resultados da análise de variância dos valores da pré-carga média para o primeiro torque de aperto com 32 Ncm.

| Causa da variação | Graus de liberdade | Valor F | P-valor |
|-------------------|--------------------|---------|---------|
| Grupo | 3 | 1,48 | 0,2438 |

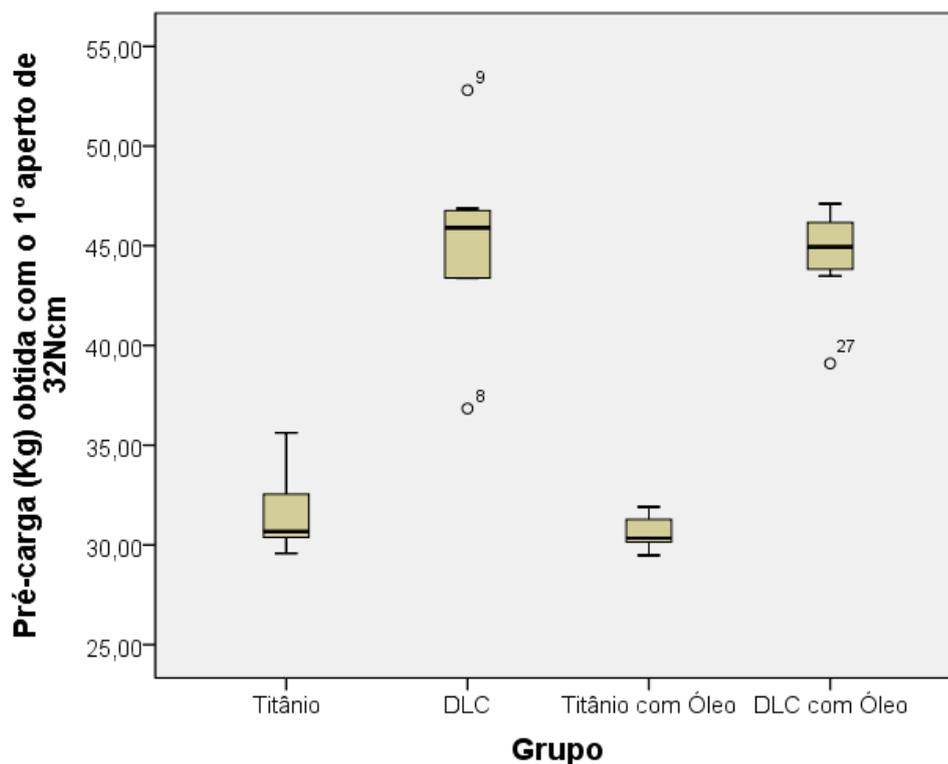


Figura 5.3. Pré-carga média dos diferentes grupos amostrais após o primeiro aperto com torque de 32 Ncm.

Tabela 5.7. Média e desvio-padrão da pré-carga dos diferentes grupos amostrais após o primeiro torque de aperto de 32 Ncm.

| Grupo | Pré-carga média (kg) | Desvio-padrão |
|------------------|----------------------|---------------|
| Titânio | 31,67 | 2,10 |
| DLC | 45,12 | 4,82 |
| Titânio com óleo | 30,65 | 0,91 |
| DLC com óleo | 44,45 | 2,68 |

A análise dos dados demonstrou que não houve significância estatística entre os grupos quanto à pré-carga média após o torque de aperto de 32 Ncm (Figura 5.3).

5.2.3 Avaliação da pré-carga após sucessivos apertos

5.2.3.1 Torque de 20 Ncm

A fim de mensurar o efeito da lubrificação sobre a pré-carga após sucessivos apertos com um torque de 20 Ncm, foram analisados estatisticamente os dados referentes ao valor médio da pré-carga após cinco sequências de aperto e desaperto dos parafusos (Tabelas 5.8 e 5.9).

Tabela 5.8. Resultados da análise de variância dos valores da pré-carga média para os sucessivos torques de aperto com 20 Ncm.

| Causa da variação | Graus de liberdade | Valor F | P-valor |
|-------------------|--------------------|---------|---------|
| Grupo | 3 | 2,83 | 0,06 |

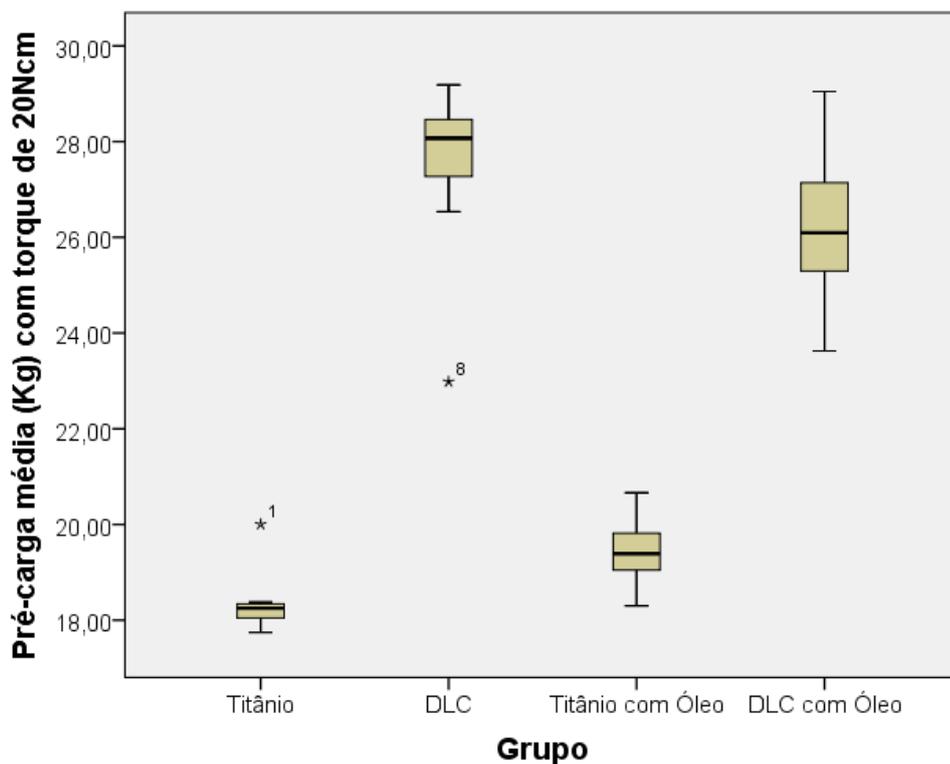


Figura 5.4. Pré-carga média dos diferentes grupos amostrais após sucessivos apertos com torque de 20 Ncm.

Tabela 5.9. Média e desvio-padrão da pré-carga dos diferentes grupos amostrais após sucessivos torques de aperto de 20 Ncm.

| Grupo | Pré-carga média (kg) | Desvio-padrão |
|------------------|-----------------------------|----------------------|
| Titânio | 18,40 | 1,43 |
| DLC | 27,39 | 2,88 |
| Titânio com óleo | 19,44 | 1,43 |
| DLC com óleo | 26,23 | 3,11 |

Conclui-se, pelos resultados acima demonstrados, que a 5% de significância, a pré-carga média observada após cinco apertos e desapertos consecutivos com torque de 20 Ncm não diferiu significativamente entre os grupos (Figura 5.4).

5.2.3.2 Torque de 32 Ncm

Com a finalidade de avaliar o efeito da lubrificação sobre a pré-carga após sucessivos apertos com um torque de 32 Ncm, foram analisados estatisticamente os dados referentes ao valor médio da pré-carga após cinco sequências de aperto e desaperto dos parafusos. A comparação da pré-carga média entre os grupos foi realizada por análise de variância (Tabela 5.10), e os dados referentes encontram-se a seguir (Tabela 5.11 e Figura 5.5).

Tabela 5.10. Resultados da análise de variância dos valores da pré-carga média para os sucessivos torques de aperto com 32 Ncm.

| Causa da variação | Graus de liberdade | Valor F | P-valor |
|--------------------------|---------------------------|----------------|----------------|
| Grupo | 3 | 6,30 | 0,0026 |

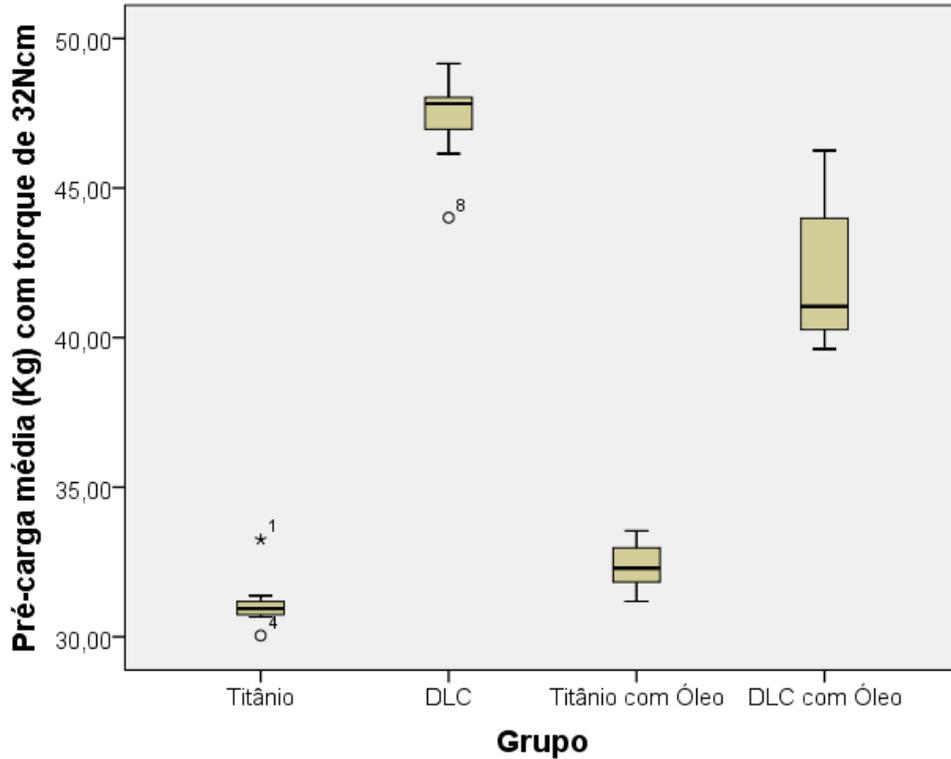


Figura 5.5. Pré-carga média dos diferentes grupos amostrais após sucessivos apertos com torque de 32 Ncm.

Assim, conclui-se a 5% de significância, que a pré-carga média observada após cinco apertos diferiu significativamente (p -valor $< 0,05$) entre os grupos, ou seja, houve pelo menos um grupo onde a pré-carga média observada diferiu dos demais.

Tabela 5.11. Médias e comparações múltiplas da pré-carga média após cinco sequências de aperto e desaperto com torque de 32 Ncm pelo teste de Tukey.

| Grupo | Pré-carga média (kg) | Desvio-padrão | Diferenças* |
|------------------|----------------------|---------------|-------------|
| Titânio | 31,15 | 1,69 | A |
| DLC | 47,29 | 2,87 | B |
| Titânio com óleo | 32,37 | 1,80 | AB |
| DLC com óleo | 42,20 | 4,32 | AB |

* Grupos com letras diferentes diferem significativamente a 5% de significância.

Os resultados demonstraram que a pré-carga média após cinco sequências de apertos e desapertos consecutivas foi significativamente maior somente no grupo DLC, quando comparado ao Grupo Titânio.

5.3 Torque de remoção

Em todos os apertos de parafusos de todos os grupos amostrais, o torque de remoção foi inferior ao torque de aperto definitivo aplicado, de 32 Ncm. Os valores mínimos e máximos de torque de remoção constatados foram 20,3 Ncm e 27,1 Ncm no Grupo Titânio; 21,9 Ncm e 25,6 Ncm no Grupo DLC; 23,0 Ncm e 30,9 Ncm no Grupo Titânio com Óleo; e 22,2 Ncm e 26,9 Ncm no Grupo DLC com Óleo.

5.3.1 Avaliação do torque de remoção após o primeiro aperto.

No intuito de avaliar-se o efeito da lubrificação sobre o torque de remoção dos parafusos submetidos a um aperto com torque de 32 Ncm, os dados foram analisados estatisticamente e encontram-se a seguir (Tabela 5.12).

Tabela 5.12. Resultados da análise de variância dos valores do torque de remoção médio dos grupos amostrais após o primeiro torque de aperto com 32 Ncm.

| Causa da variação | Graus de liberdade | Valor F | P-valor |
|-------------------|--------------------|---------|---------|
| Grupo | 3 | 0,19 | 0,8991 |

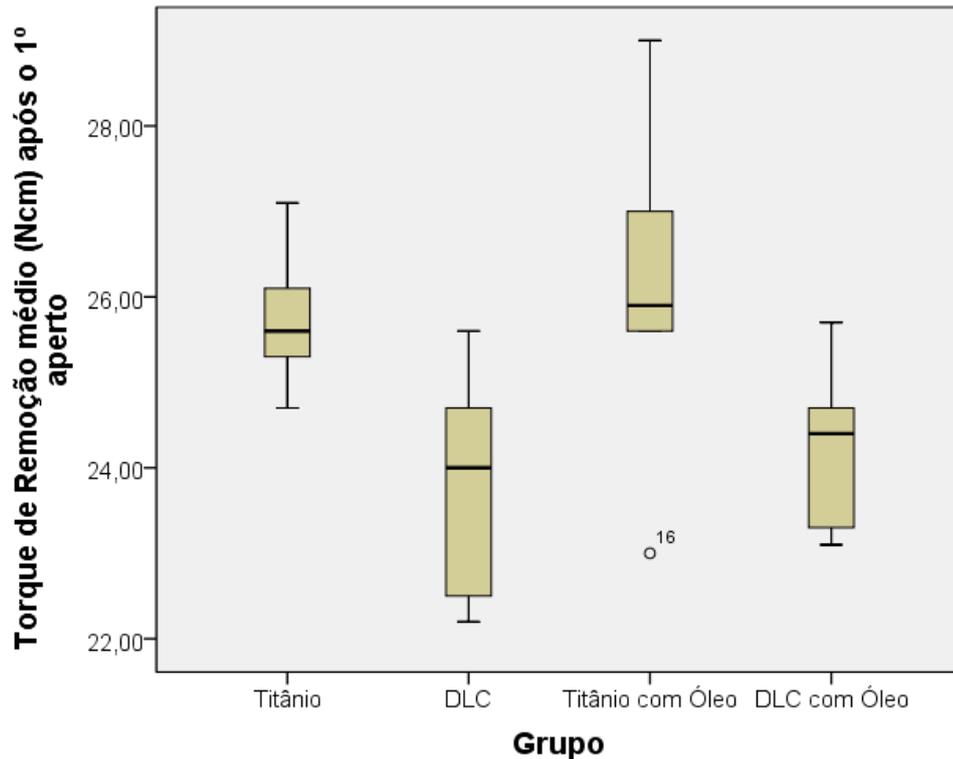


Figura 5.6. Torque de remoção dos diferentes grupos amostrais após o primeiro torque de aperto com 32 Ncm.

Os resultados demonstraram que, a 5% de significância, o torque de remoção médio observado após o primeiro aperto não diferiu significativamente entre os grupos (Tabela 5.13 e Figura 5.6).

Tabela 5.13. Média e desvio-padrão do torque de remoção médio dos diferentes grupos amostrais após o primeiro torque de aperto com 32 Ncm.

| Grupo | Torque de remoção (Ncm) | Desvio-padrão |
|------------------|-------------------------|---------------|
| Titânio | 25,74 | 0,83 |
| DLC | 23,74 | 1,35 |
| Titânio com óleo | 26,16 | 1,84 |
| DLC com óleo | 24,17 | 0,97 |

5.3.2 Avaliação do torque de remoção após sucessivos apertos.

No intuito de avaliar-se o efeito da lubrificação sobre o torque de remoção dos parafusos submetidos a uma sequência de cinco apertos e desertos, os dados

foram analisados estatisticamente por análise de variância (Tabela 5.14), e encontram-se demonstrados na Figura 5.7.

Tabela 5.14. Resultados da análise de variância dos valores do torque de remoção médio dos grupos amostrais após sucessivos torques de aperto com 32 Ncm.

| Causa da variação | Graus de liberdade | Valor F | P-valor |
|-------------------|--------------------|---------|---------|
| Grupo | 3 | 0,46 | 0,7122 |

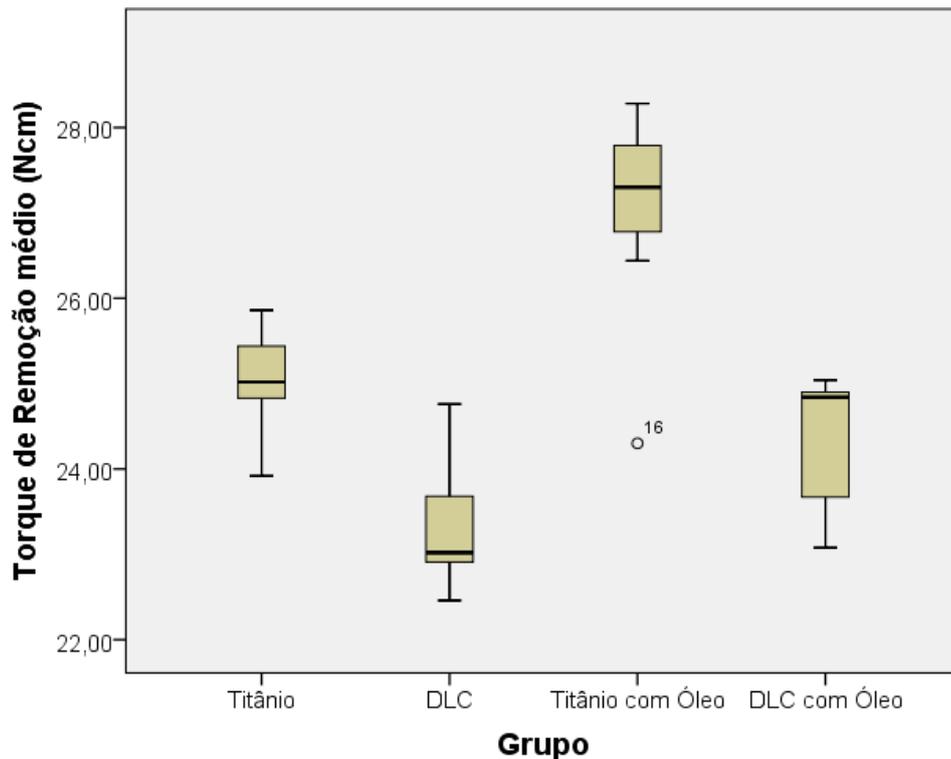


Figura 5.7. Torque de remoção dos diferentes grupos amostrais após sucessivos torques de aperto com 32 Ncm.

Ficou demonstrado que, a 5% de significância, que o torque de remoção médio observado após sucessivos apertos não diferiu significativamente entre os grupos (Tabela 5.15).

Tabela 5.15. Média e desvio-padrão do torque de remoção médio dos diferentes grupos amostrais após sucessivos torques de aperto com 32 Ncm.

| Grupo | Torque de remoção (Ncm) | Desvio-padrão |
|------------------|--------------------------------|----------------------|
| Titânio | 25,05 | 1,55 |
| DLC | 23,35 | 1,10 |
| Titânio com óleo | 27,00 | 2,31 |
| DLC com óleo | 24,30 | 1,37 |

5.4 Avaliação das medidas de passos de roscas após sucessivos apertos

Para mensuração das possíveis alterações de tamanho nos passos das roscas dos parafusos, as amostras foram analisadas por diascopia em projetor de perfil. As Figuras 5.8 a 5.11 mostram as variações dos tamanhos dos passos das roscas analisadas (quatro passos centrais), frente ao valor de referência fornecido pelo fabricante (0.4 mm).

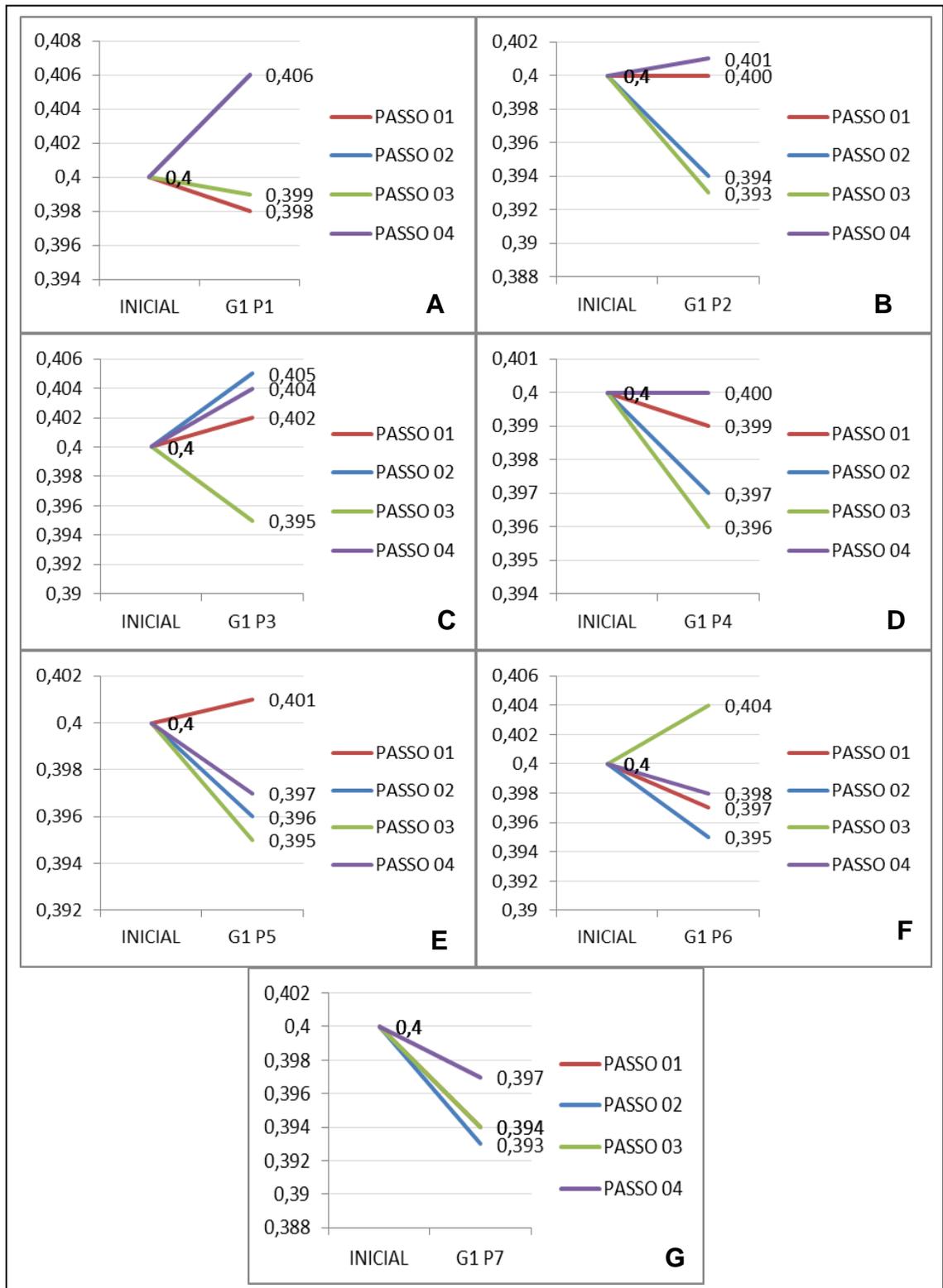


Figura 5.8. Medidas dos passos de roscas (mm) e distorção em relação ao valor de referência (0,4mm) dos parafusos do Grupo Titânio **A.** Parafuso 1. **B.** Parafuso 2. **C.** Parafuso 3. **D.** Parafuso 4. **E.** Parafuso 5. **F.** Parafuso 6. **G.** Parafuso 7.

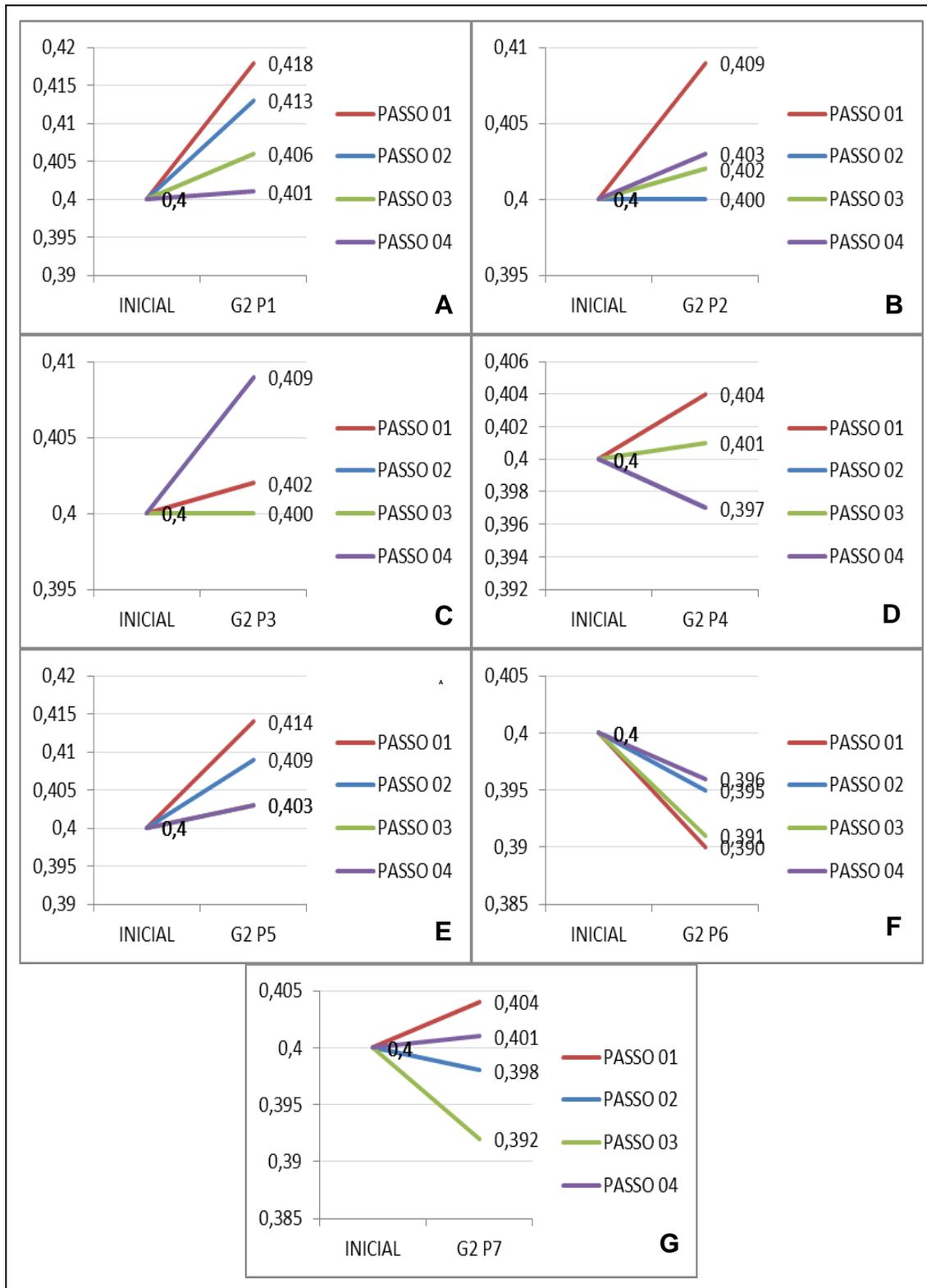


Figura 5.9. Medidas dos passos de roscas (mm) e distorção em relação ao valor de referência (0,4mm) dos parafusos do Grupo DLC **A.** Parafuso 1. **B.** Parafuso 2. **C.** Parafuso 3. **D.** Parafuso 4. **E.** Parafuso 5. **F.** Parafuso 6. **G.** Parafuso 7.

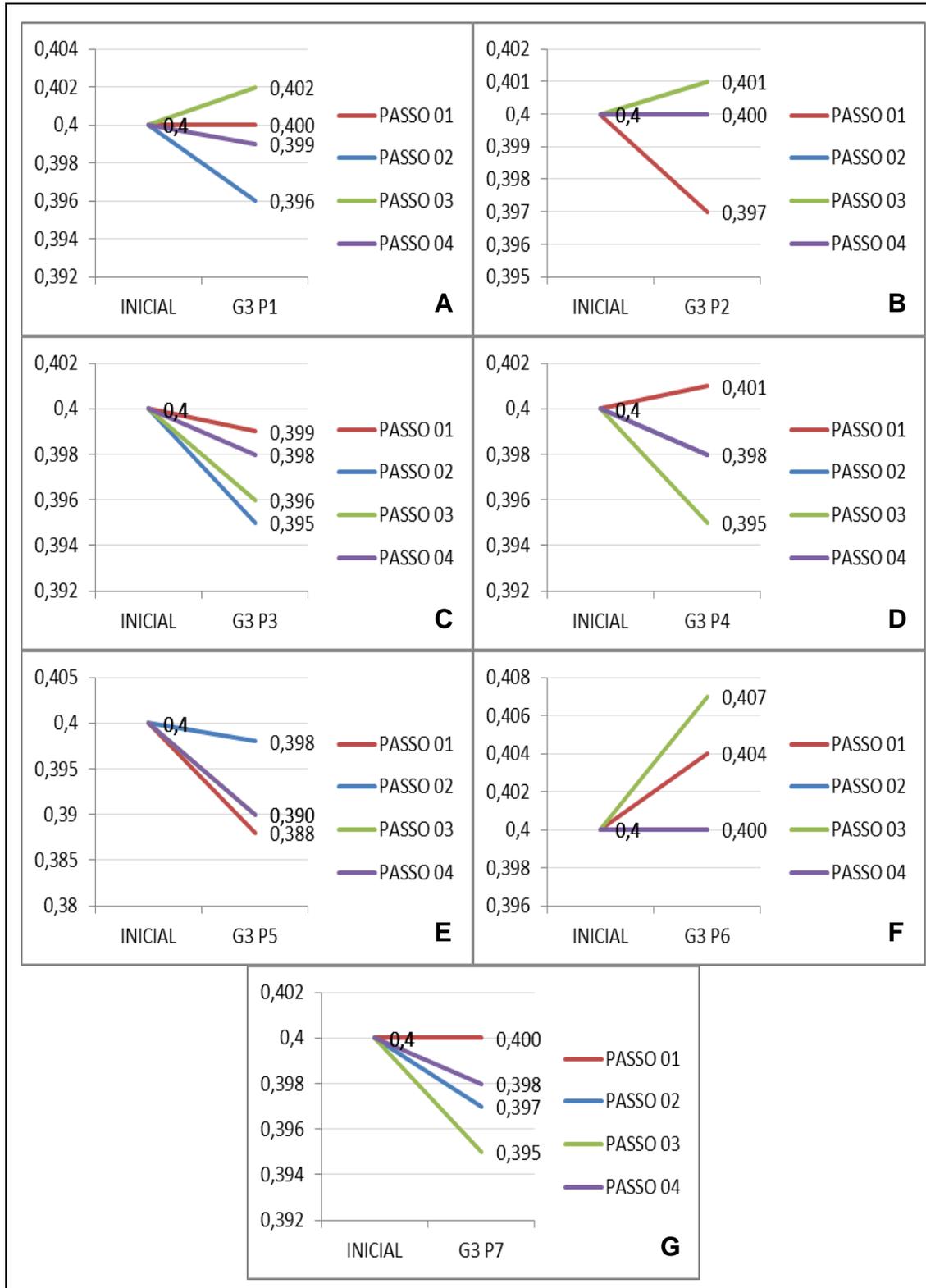


Figura 5.10. Medidas dos passos de roscas (mm) e distorção em relação ao valor de referência (0,4mm) dos parafusos do Grupo Titânio com Óleo **A.** Parafuso 1. **B.** Parafuso 2. **C.** Parafuso 3. **D.** Parafuso 4. **E.** Parafuso 5. **F.** Parafuso 6. **G.** Parafuso 7.

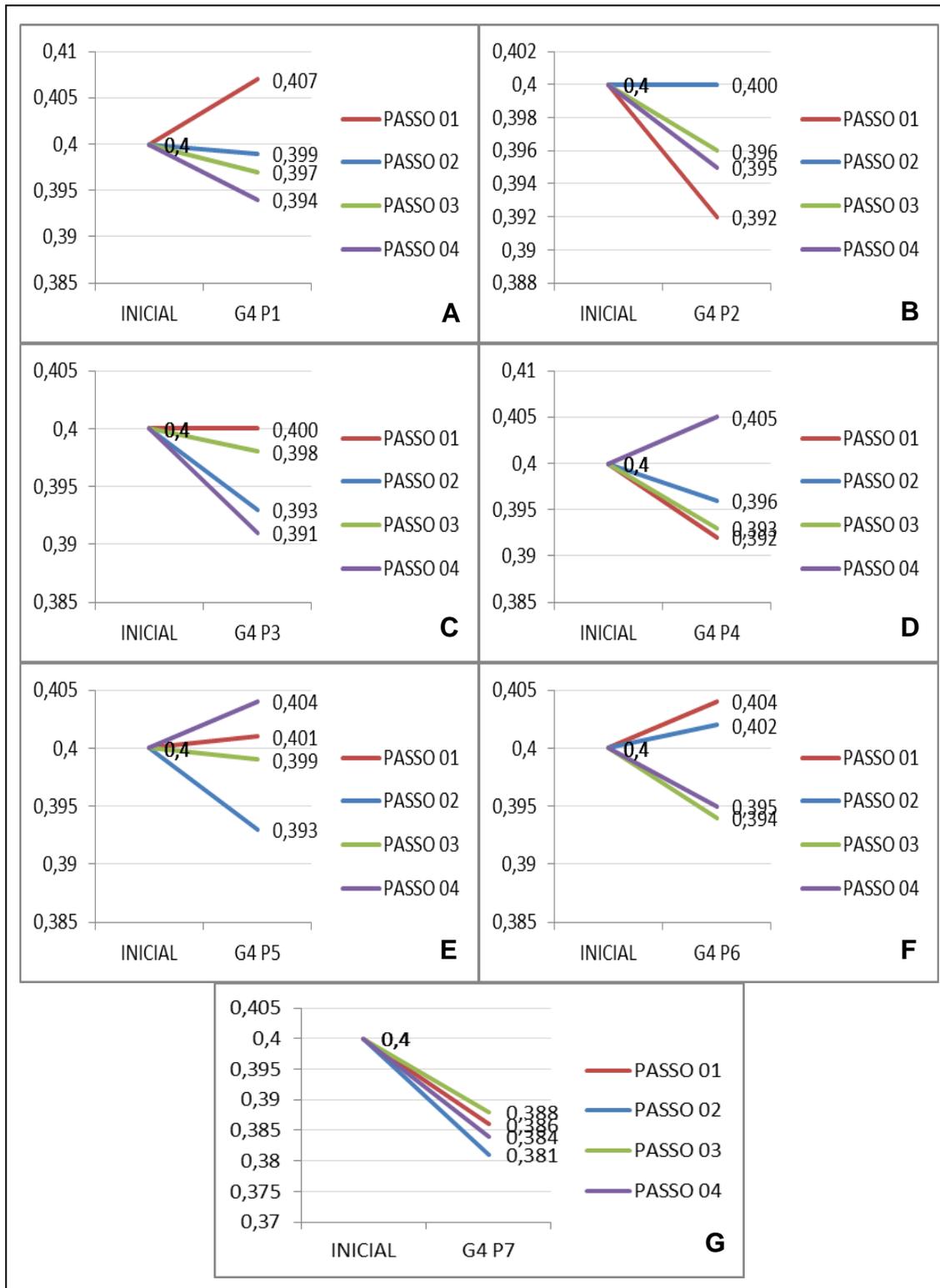


Figura 5.11. Medidas dos passos de roscas (mm) e distorção em relação ao valor de referência (0,4mm) dos parafusos do Grupo DLC com Óleo **A.** Parafuso 1. **B.** Parafuso 2. **C.** Parafuso 3. **D.** Parafuso 4. **E.** Parafuso 5. **F.** Parafuso 6. **G.** Parafuso 7.

Alterações visíveis não foram constatadas nas roscas de nenhum dos parafusos dos diferentes grupos amostrais.

6. DISCUSSÃO

Em seu estudo clássico, Burguete et al. (1994) afirmam que o propósito do aperto em qualquer junta aparafusada é evidente: se o parafuso não é devidamente apertado, seu papel na manutenção dos componentes unidos se perde. Todavia, o nível de aperto adequado e necessário em cada situação é muito menos óbvio, embora um torque específico seja recomendado para parafusos dos diferentes sistemas. Quando da realização deste experimento, preconizou-se que os parafusos fossem submetidos a um aperto inicial com torque de 20 Ncm, seguido pelo torque final de 32 Ncm. Considerando-se que um torque muito baixo pode permitir a separação da conexão, resultando em fadiga, falha ou afrouxamento do parafuso (Siamos et al., 2002), durante o experimento foi estabelecida a interrupção do torque tão logo alcançados 32 Ncm, valor recomendado pelo fabricante. Durante o momento do aperto, contudo, a aplicação do torque sofreu a influência de variações inerentes ao processo manual, tornando a precisão absoluta do aperto difícil mesmo com um torquímetro digital. Como resultado, constatou-se que o torque definitivo alcançou um valor mínimo de 32 Ncm, mas variável, em alguns apertos. O estabelecimento de um valor mínimo de torque, entretanto, associa-se às recomendações de Siamos et al. (2002) de que a utilização de torques superiores a 30 Ncm possam ser benéficos para a manutenção da estabilidade do sistema e prevenção do afrouxamento do parafuso, e pareceu não influenciar nos resultados.

Em nosso estudo, todos os grupos apresentaram valores significativamente maiores de pré-carga quando o torque de aperto passou de 20 para 32 Ncm, confirmando outros trabalhos que demonstram a relação entre o aumento do torque e o aumento da pré-carga (Burguete et al., 1994; Lang et al., 2003; Byrne et al., 2006). Byrne et al. (2006) avaliaram o efeito de três níveis de torque - 10, 20 e 35 Ncm – sobre os valores da pré-carga em parafusos de titânio, ouro ou titânio com recobrimento de ouro, e em todos os tipos de parafusos, o incremento na pré-carga

foi superior ao aumento do torque. Embora no presente trabalho não tenha sido realizada uma avaliação semelhante, e os valores referentes ao aumento da pré-carga não tenham sido comparados com o módulo de aumento do torque, tanto no nosso estudo quanto no de Byrne et al. (2006), os maiores incrementos estiveram associados aos parafusos com recobrimento. Na nossa avaliação, o Grupo DLC respondeu à mudança no torque de aperto com um aumento de $19,89 \pm 2,47$ Kg na pré-carga gerada, diferindo estatisticamente do Grupo Titânio. Quando os parafusos com recobrimento de DLC foram lubrificados com óleo de mamona, contudo, esse incremento foi menor ($15,97 \pm 2,61$ Kg), e não diferiu estatisticamente dos outros grupos. O papel do óleo de mamona sobre os valores analisados no estudo será amplamente discutido posteriormente.

Uma limitação importante deste trabalho foi a necessidade de utilização do mesmo implante para todos os parafusos de cada grupo amostral, visto que as roscas internas do implante podem sofrer deformações permanentes, interferindo nos resultados (Wingert, 2015). Problema semelhante foi encontrado por Wingert (2015), e não sendo possível o emprego de um implante por parafuso, o autor optou pela manutenção de um erro padronizado, com os efeitos da reutilização ocorrendo em todos os grupos da mesma forma. No presente trabalho, adicionalmente a isso, optou-se pela avaliação dos valores de pré-carga e torque de remoção em dois momentos distintos: após o primeiro aperto de cada parafuso; e depois dos quatro apertos subsequentes. Assim, os valores mensurados após o primeiro aperto refletem os resultados da utilização de parafusos novos, e os dados resultantes do torque de 20 Ncm foram avaliados separadamente daqueles gerados pelo torque de 32 Ncm.

Nesse contexto, Martin et al. (2001) analisaram a pré-carga e o ângulo de rotação de parafusos também submetidos a torques de aperto de 20 e 32 Ncm, contudo empregando parafusos de ouro, titânio, Gold-Tite® e TorqTite®. Os autores reportaram que os maiores valores de rotação foram alcançados pelos parafusos com recobrimento (Gold-Tite® e TorqTite®), independente do torque de aperto. Chamou a atenção, contudo, que, embasando nossa decisão metodológica de analisar separadamente os resultados do primeiro aperto, no trabalho de Martin et al., as maiores rotações de ambos os grupos ocorreram no primeiro aperto, seja com

o torque de 20 Ncm, seja com o torque de 32 Ncm. Segundo os autores, esta constatação pode ser atribuída a um possível desgaste do recobrimento após repetidos ciclos de apertos e desapertos. Ao contrário do presente experimento, todavia, os autores encontraram pré-cargas significativamente maiores para os parafusos Gold-Tite® mesmo com o torque de 20 Ncm. Em nosso trabalho, embora a pré-carga dos parafusos com recobrimento tenha alcançado valores mais elevados - com ou sem lubrificação do óleo de mamona -, esses valores não tiveram significância estatística em relação aos demais grupos, quando submetidos ao torque de 20 Ncm. Faz-se necessário considerar, contudo, que diferentes recobrimentos respondem de forma bastante diferenciada em relação ao torque de aperto. Todavia, sabendo que a pré-carga é de grande importância para a estabilidade da conexão, e que está intimamente ligada ao fenômeno de afrouxamento (Dziedzic et al., 2012), há de se salientar a importância de se atingir um torque de aperto mínimo para otimização da pré-carga.

O coeficiente de atrito tem mostrado ser um fator determinante no que se refere à pré-carga do parafuso e ao estresse em um sistema de implante, tanto durante o aperto, quanto após a carga funcional (Jörn et al., 2014). A lubrificação dos parafusos de conexão, por conseguinte, tem sido proposta como forma de reduzir o atrito, resultando em maiores valores de pré-carga quando se utiliza o mesmo torque de aperto (Burguete et al., 1994). Nesse sentido, estudos com recobrimentos têm sido realizados, reportando resultados satisfatórios (Martin et al., 2001; Byrne et al., 2006; Jung et al., 2009; Park et al., 2010; Dziedzic et al., 2012; Vianna et al., 2013; Corazza et al., 2014). No presente estudo, aventou-se a possibilidade de que um óleo lubrificante pudesse estabelecer valores similares, contudo os resultados não se concretizaram.

De acordo com Costa (2010), o emprego de um lubrificante líquido na interface de um sistema deslizante na maioria das vezes tende a diminuir tanto o desgaste quanto o atrito. Todavia a atuação do lubrificante não ocorre necessariamente com o mesmo grau de eficiência nos dois fenômenos - embora eles sejam relacionados entre si - de modo que diferentes lubrificantes (como óleos e soluções) exercem efeitos em escalas variadas sobre o coeficiente de atrito e o desgaste.

Bayer (1994) afirma que o coeficiente de atrito a seco em sistemas metálicos deslizantes típicos abrange uma faixa de 0,5 a 1,0, podendo ser reduzida em $\frac{1}{2}$ ou $\frac{1}{4}$ caso seja adicionado um lubrificante líquido; levando-se em conta a dependência dos parâmetros envolvidos, como o tipo de lubrificante e a força normal aplicada, por exemplo. Em relação ao desgaste, o autor faz uma ressalva quando se trata dos sistemas que apresentam o fenômeno de formação de tribocamadas, como ocorre nos recobrimentos de DLC. Nesses casos, o atrito pode diminuir desde que a componente de adesão que contribui para modifica-lo seja reduzida, contudo a presença de uma substância lubrificante pode aumentar o desgaste por meio da inibição da formação do tribofilme, o que pode ter ocorrido no presente estudo.

Como objeto de estudos, entretanto, o DLC tem revelado a necessidade de cautela para que sua melhor performance seja alcançada. A superfície do carbono é geralmente delimitada por uma camada monomolecular de hidrogênio, que varia de acordo com o método de deposição do DLC na superfície recoberta (Grill, 1993; Dearnaley & Arps, 2005). Em pressões de contato acima de 1GPa, este filme reduz fortemente a tendência de adesão à superfície oposta. Entretanto, a alta umidade, por exemplo, aumenta o atrito por razões ainda não bem compreendidas. As moléculas da água parecem se aderir ao hidrogênio e simplesmente modificar a superfície, tornando-a mais reativa (Dearnaley & Arps, 2005).

Um problema encontrado em implantes cirúrgicos está relacionado com as propriedades da superfície dos materiais, como corrosão, fadiga, atrito e desgaste, sendo apenas algumas das características superficiais consideradas na concepção de próteses, biosensores e outros implantes médicos (Narayan, 2005). Segundo Dearnaley & Arps (2005), recobrimentos com alto grau de dureza, baixo atrito e completa biocompatibilidade apresentam aplicações óbvias como componentes biomédico, e o DLC vem se destacando devido à variabilidade na composição, e notáveis propriedades físicas e químicas no campo da microbiologia e da medicina (Laube, 2007).

De acordo com Burns (1967), os lubrificantes sólidos se aderem pobremente à superfície de titânio, e algumas modificações químicas na superfície do metal podem

ser realizadas na tentativa de melhorar essa adesão. Apesar disso, a delaminação corresponde ao principal motivo para o fracasso dos revestimentos de DLC, resultando em uma exposição do substrato com alta rugosidade, o que provoca grave desgaste no sistema biológico (Aspenberg et al., 1996; Anil et al., 2010;). Sua responsabilidade sobre os resultados desfavoráveis nos grupos lubrificados com óleo de mamona neste trabalho pode ser, portanto, cogitada.

A delaminação desprende pequenos fragmentos do material, de modo que partículas duras se posicionam e rolam entre as superfícies do sistema (Weidlich, 2009). A atuação dos lubrificantes nesse tipo de desgaste apresenta um comportamento diferenciado em relação aos outros tipos de desgaste. No deslizamento, por exemplo, a lubrificação tende a atenuar o desgaste por reduzir a resistência ao cisalhamento das junções de asperezas, bem como pela diminuição da incidência e severidade do contato entre as asperezas, uma vez que entre superfícies relativamente lisas, filmes plenos de lubrificantes podem ser prontamente formados.

Partículas abrasivas, contudo, são frequentemente maiores do que a espessura do filme lubrificante, de forma que ele não é capaz de prevenir o contato entre a partícula e a superfície oposta. Dessa forma, no desgaste abrasivo, a lubrificação não resulta em uma considerável redução do desgaste como nos casos em que as partículas estão ausentes, pelo contrário, frequentemente resultam em um aumento do desgaste. Assim, a taxa de desgaste abrasivo para metais pode ser fortemente aumentada quando a lubrificação por óleo se faz presente, visto que o lubrificante diminui a fricção entre uma partícula abrasiva e a superfície metálica, aumentando a eficiência de corte ou remoção de material da superfície (não ocorre o “empastamento” da partícula abrasiva na superfície), e acentuando o desgaste. Além disso, a lubrificação inibe a adesão das partículas de desgaste às partículas abrasivas, diminuindo a degradação da “abrasividade” (Weidlich, 2009).

Essa hipótese é corroborada pelos achados de Bongfa et al. (2015) em seu estudo tribológico. Comparando as propriedades lubrificantes do óleo de mamona frente a um óleo mineral comercial, foi constatada uma maior redução do coeficiente de atrito, mas com maior desgaste da superfície metálica, quando do uso do óleo

vegetal. Segundo os autores, apesar de causarem uma boa redução do coeficiente de atrito, os óleos vegetais apresentam uma capacidade limitada de proteger as asperezas e superfícies em contato dentro de um sistema tribológico. Segundo os autores, a ligação entre as moléculas do óleo de mamona e da superfície metálica assume uma característica mais física do que química, sendo este tipo de arranjo indesejável quando se trata de tribosistemas, uma vez que a camada física é constantemente atacada pelo atrito da superfície oposta, levando à rápida exposição da camada química e ao contato metal-metal. O resultado foi o desprendimento de partículas das superfícies de contato, as quais passaram a atuar como substâncias abrasivas, agravando o desgaste do sistema.

Outro aspecto da lubrificação diz respeito à possibilidade de modificação das características do lubrificante quando submetido aos efeitos do ambiente que cerca as superfícies. Fatores como pressão, temperatura e velocidade, assim como a compatibilidade química entre os materiais e/ou as superfícies podem afetar decisivamente o grau de lubrificação de um dado material. Esta influência normalmente tende a ser maior quando o emprego do lubrificante se dá em condições mais severas de desgaste e atrito, sendo o foco da maioria dos estudos, contudo mesmo em situações moderadas pode haver diferenças significativas no desempenho dos lubrificantes (Bayer, 1994). Em relação ao óleo de mamona, estes efeitos parecem ainda mais prováveis, visto a escassez de estudos envolvendo sua utilização em tribosistemas, e a complexidade dos fatores envolvidos na manutenção das forças oclusivas em implantes dentários.

Barriga et al. (2006) analisaram a performance tribológica do recobrimento de DLC quando combinado com um biolubrificante sintético (éster complexo saturado). Durante o contato DLC-DLC, as superfícies não interagiram com o lubrificante, e o comportamento friccional foi dominado pela atuação do recobrimento. Contudo, testes de alta frequência demonstraram uma tendência à ocorrência de altas tensões no recobrimento, com falha do teste e rápida delaminação.

Quando analisamos a influência do óleo sobre a pré-carga gerada no torque de 20 Ncm no primeiro aperto, foi possível perceber que sua introdução no tribossistema não resultou em variação dos valores em nenhum dos tipos de

parafusos analisados. Embora mínimas reduções dos valores médios de pré-carga tenham sido notadas, essas diferenças não foram significativas, e intuir que possam representar uma tendência ainda se constitui em pura especulação.

A análise da pré-carga após o primeiro torque de 32 Ncm permitiu a observação de um padrão diferenciado em relação àquele resultante do torque de 20 Ncm. Embora as pré-cargas tenham sido consideravelmente maiores nos grupos DLC ($45,12 \pm 4,82$) e DLC com Óleo ($44,45 \pm 2,69$), quando comparadas aos demais grupos ($31,67 \pm 2,10$, no Grupo Titânio; $30,65 \pm 0,91$, no Grupo Titânio com Óleo, seus valores não diferiram estatisticamente. Segundo Misch (2015), a condição da superfície do parafuso é uma questão controversa no que se refere à sua mecânica. Uma escola de pensamento acredita que a condição de superfície mais áspera aumenta a resistência (atrito) na articulação do parafuso e minimiza o risco de afrouxamento. Todavia, há aqueles que defendem o uso de revestimentos redutores do atrito, afirmando que o ganho na pré-carga é uma forma eficaz de aumentar a fixação, e estudos prévios tem relatado pré-cargas significativamente maiores nos parafusos com recobrimento DLC, quando comparados a parafusos sem recobrimento. Não é possível descartar, contudo, que nossos achados sejam consequência do baixo número de amostras em cada grupo ($n = 7$), e que uma análise posterior utilizando um número maior de parafusos não possa encontrar resultados diferentes. Cabe salientar, contudo, que no presente trabalho, a pré-carga média no primeiro aperto dos parafusos com recobrimento DLC apresentou valores inferiores àqueles relatados por outros trabalhos (Dziedzic et al. 2012). Embora a literatura aponte valores de pré-carga consideravelmente diferentes entre os estudos, não é possível desconsiderar os efeitos da utilização de um único implante por grupo. Segundo Byrne et al. (2006), qualquer desajuste dos componentes contribui para a movimentação do sistema, com consequente perda de pré-carga, e o desgaste das roscas do implante como agente de desajuste não pode ser desconsiderada.

No que se refere à pré-carga após a sequência de cinco apertos e desapertos, foi possível constatar que a lubrificação gerou valores inferiores nos parafusos com recobrimento ($47,29 \pm 2,87$ Kg e $42,20 \pm 4,32$ Kg, sem e com lubrificante, respectivamente), embora essa diferença não tenha sido estatisticamente significativa. É possível sugerir que o referido processo de delaminação do

recobrimento DLC, com conseqüente incremento da abrasividade e desgaste, possam ser os responsáveis por tais constatações. Em estudo de Byrne et al. (2006), os repetidos ciclos de fechamento e abertura dos parafusos tiveram resultados diferentes, de acordo com o tipo de parafuso empregado. Para todos os torques de inserção utilizados pelos autores (10, 20 e 35 Ncm), os parafusos com recobrimento de ouro perderam mais pré-carga ao longo das repetições do que qualquer outro tipo de parafuso. De acordo com os autores, o recobrimento dos parafusos pareceu ter se danificado durante as inserções, sendo menos eficiente nas inserções subsequentes. O resultado foi uma menor lubrificação, quando comparado aos parafusos sem recobrimento. Opinião semelhante tiveram Martin et al. (2001), ao encontrarem resultados similares para os parafusos Gold-Tite® e Torqtite® de seu estudo. Essas constatações corroboram nossos achados e nos levam a crer que o processo de delaminação possa ter sido agravado pelo uso do lubrificante em nosso trabalho.

Em relação aos parafusos de titânio, a pré-carga gerada após a sequencia de apertos pareceu atuar de forma independente do uso de lubrificante ($31,15 \pm 1,69$ Kg sem lubrificante, e $32,37 \pm 1,80$ com lubrificante). O titânio exibe módulo de elasticidade e resistência à tensão relativamente baixos em comparação com a maioria das outras ligas (Misch, 2015). De acordo com Tzenakis et al. (2002), nos parafusos de titânio, os repetidos apertos levam à remoção de pequenas irregularidades das superfícies de contato, reduzindo o coeficiente de atrito e mesmo aumentando a pré-carga. Embora tal achado não tenha se concretizado em nosso estudo, a lubrificação dos parafusos de titânio não demonstrou afetar a biodinâmica do sistema na mesma proporção em que pareceu ter ocorrido nos parafusos com recobrimento.

Santana et al. (2009), contudo, avaliaram o poder lubrificante dos óleos de côco e de mamona (bruto e refinado) em ensaios abrasivos, comparando-os com óleos lubrificantes sintéticos. Após os ensaios de abrasão, as superfícies dos corpos de prova foram avaliadas por microscopia eletrônica de varredura, possibilitando identificar os principais mecanismos de desgaste atuantes no sistema. Os resultados demonstraram que o óleo de mamona refinado foi responsável por altas taxas de desgaste, perdendo apenas para um óleo sintético. Adicionalmente, o óleo de

mamona bruto proporcionou o maior aquecimento na região de contato, um parâmetro indireto para medir o atrito, e conseqüentemente o desgaste.

Neste trabalho todos os torques de remoção foram menores do que os torques de inserção, corroborando os achados de outros autores que propõem que o relaxamento, com gradual acomodação e adaptação entre as superfícies de contato, resulta em uma redução do coeficiente de atrito (Martin et al., 2001; Siamos et al., 2002; Tzenakis et al., 2002; Dziedzic et al., 2012).

Elias et al. (2006) compararam o comportamento de quatro diferentes recobrimentos (carbonitreto de titânio – TiCN; nitreto de titânio – TiN; Parylene N; e Teflon®) e de parafusos de titânio frente a torques de aperto de 20, 30, 32, 35 e 40 Ncm, avaliando o torque de remoção após o primeiro aperto e depois de um ciclo de seis apertos e desapertos. Como em nosso estudo, os valores dos torques de remoção foram inferiores aos torques de aperto, e os maiores torques de remoção ocorreram no grupo controle, composto por parafusos de titânio. Quando analisado o torque de remoção após o primeiro aperto com 32 Ncm, os autores observaram um valor médio para o torque de remoção de $27,3 \pm 3,1$ kg em parafusos de titânio, muito similar ao valor encontrado no presente trabalho sob as mesmas circunstâncias ($25,74 \pm 0,83$ kg).

Os torques de remoção de nosso estudo, embora não tenham diferido estatisticamente entre os grupos, apresentaram maiores valores nos parafusos de titânio, quando comparados aos parafusos com recobrimento DLC, após os apertos e desapertos. Achados similares foram reportados por Park et al. (2010) após seu estudo comparando a pré-carga e o torque de remoção de parafusos revestidos com carboneto de carbono tungstênio e de parafusos de titânio em três sistemas de implantes (hexágono externo, conexão cônica interna de 8° e conexão cônica interna de 11°). Os parafusos com tratamento de superfície alcançaram maiores valores de pré-carga em todas as conexões testadas, entretanto o torque de remoção foi maior nos parafusos sem revestimento. Por outro lado, os parafusos com recobrimento apresentaram maior manutenção do torque após a ciclagem mecânica. Os autores sugerem que, ao mesmo tempo em que os recobrimentos reduzem o atrito durante o aperto a fim de causar uma maior pré-carga, eles também diminuem a resistência

friccional do parafuso à remoção rotacional, resultando em um menor torque de remoção, quando comparados a parafusos de titânio. Resultados similares foram relatados por Elias et. (2006), observando que em seu estudo, parafusos com recobrimento também obtiveram menores valores de torque de remoção.

Acredita-se, portanto, que desgaste excessivo do sistema quando do emprego de um lubrificante líquido possa ter atuado como fator decisivo no que se refere aos resultados tanto da pré-carga quanto do torque de remoção. Estudos adicionais envolvendo a atuação do óleo de mamona no desgaste dos sistemas tribológicos, bem como sua influência na biodinâmica de conexões complexas, como os componentes do implante o são, se fazem ainda necessários.

O passo da rosca compreende a distância do centro de uma rosca até o centro da rosca seguinte, mensurada paralelamente ao eixo do parafuso (Haack et al., 1995). No presente estudo, os passos das roscas de todos os parafusos amostrais foram analisados por diascopia, contudo não diferiram do valor de referência de 0,4 mm fornecido pelo fabricante. Adicionalmente, deformações visíveis não foram percebidas. De acordo com Misch (2005), o alongamento do metal está relacionado com o módulo de elasticidade, que é determinado pelo tipo de material, sua largura, seu desenho e quantidade de tensão aplicada. O material de que é feito o parafuso – titânio, liga de titânio ou ouro, por exemplo – possui um módulo específico de elasticidade. Assim, parafusos de ouro apresentam maior alongamento do que uma rosca constituída por liga de titânio, todavia possui menor resistência. O ponto final do módulo de elasticidade corresponde à deformação plástica ou permanente do parafuso. Cabe ressaltar, todavia, que estudos tem reportado sinais de desgaste quando os componentes do sistema de implante são analisados microscopicamente (Martin et al., 2001, Wingert, 2015). Análises adicionais se fazem necessárias, portanto, para que esta avaliação possa elucidar o papel da lubrificação sobre o desgaste da junção aparafusada.

A complexidade da biomecânica envolvida no aperto e manutenção dos parafusos de conexão em implantes segue sendo um desafio à sua otimização. Nesse contexto, a afirmação de Elias et al. (2006) continua atual, visto que o autor afirma não ser fácil definir a combinação ideal de pré-carga e torque de remoção.

Uma vez que os dentes são sujeitos a uma elevada carga dinâmica, seria necessário conduzir experimentos dinâmicos com uma série de diferentes proporções entre torque de remoção e pré-carga, a fim de elucidar qual seria a combinação capaz de fornecer a melhor resistência ao afrouxamento.

7. CONCLUSÕES

Com base nos resultados obtidos e analisados estatisticamente, ficou demonstrado por este trabalho que:

O aumento do torque de aperto de 20 para 32 Ncm resultou em valores médios de pré-carga estatisticamente superiores em todos os tipos de parafusos analisados.

Os valores médios da pré-carga não foram estatisticamente diferentes entre os grupos amostrais após o primeiro aperto, tanto com o torque de aperto de 20 Ncm, quanto com 32 Ncm.

Após sucessivos apertos, os valores médios da pré-carga não diferiram estatisticamente quando o analisado o torque de aperto de 20 Ncm, porém o Grupo DLC apresentou valores estatisticamente superiores de pré-carga quando avaliado o torque de 32 Ncm.

Os valores de torque de remoção em todos os grupos amostrais foram inferiores aos torques de aperto, contudo não houve diferenças estatisticamente significativas entre os torques de remoção obtidos nos diferentes grupos em nenhuma das avaliações realizadas.

A mensuração dos passos das roscas não demonstrou divergências acentuadas entre os valores encontrados e as referências do fabricante, bem como nenhuma deformação visível foi detectada durante a avaliação dos parafusos.

8. PROPOSTAS PARA TRABALHOS FUTUROS

Com base na metodologia aqui desenvolvida e nos resultados demonstrados, de modo a dar continuidade a este estudo, sugere-se:

O desenvolvimento de estudo similar em que um cada implante seja submetido ao torque de um único parafuso, a fim de reduzir a influência do desgaste do implante sobre os resultados.

A avaliação de diferentes torques de aperto, analisando-se a pré-carga alcançada e as deformações plásticas desenvolvidas.

A avaliação dos efeitos do lubrificante sobre o torque de remoção após ensaios de ciclagem mecânica.

A análise das superfícies dos parafusos por meio de microscopia eletrônica, de modo a avaliar a influência do lubrificante líquido sobre o desgaste dos parafusos nos diferentes grupos amostrais.

O emprego de diferentes lubrificantes, visto que suas características físico-químicas podem influenciar substancialmente no atrito e desgaste das superfícies.

A avaliação da utilização das poliuretanas do óleo de mamona como recobrimentos para parafusos de conexão, a fim de explorar sua elevada biocompatibilidade.

9. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ACUNHA, J. N., Thomé, G., Melo, A. C. M., Sartori, I. A. M., Borges, A. F. S. Acompanhamento longitudinal das reabilitações sobre implantes mandibulares: análise do índice de satisfação dos pacientes e comportamento dos componentes e da prótese. **Revista Gaúcha de Odontologia**, v. 57, n. 3, p. 281-286, 2009.

AGUIAR, L. M., Maekawa, L. E., Chung, A., Nassri, M. R. G. Evaluation of dentin cleansing by a detergente derived from castor oil (*Ricinus communis*) used as root canal irrigant: a scanning electron microscopy study. **Revista Sul-Brasileira de Odontologia**, v. 7, n. 4, p. 445-449, 2010.

ALESSANDRETTI, R., Spazzin, W. O., Farina, A. P., Mesquita, M. F., Bacchi, A., Spazzin, A. O. Efeito do lubrificante no torque de afrouxamento de parafusos protéticos sob dois níveis de adaptação de próteses implantossuportadas. **Full Dentistry in Science**, v. 5, n. 18, p. 292-297, 2014.

ANIL, M., Ahmed, S. F., Yi, J. W., Moon, M. W., Lee, K. R., Kim, Y. C., Seok, H. K., Han, S. H. Tribological performance of hydrophilic diamond-like carbon coatings on Ti-6Al-4V in biological environment. **Diamond and Related Materials**, v. 19, n. 4, p. 300-304, 2010.

ASPENBERG, P., Anttila, A., Konttinen, Y. T., Lappalainen, R., Goodman, S. B., Nordsletten, L., Santavirta, S. Benign response to particles of diamond and SiC: bone chamber studies of new joint replacement coating materials in rabbits. **Biomaterials**, v. 17, n. 8, p. 807-812, 1996.

ASSUNÇÃO, W. G., Delben, J. A., Tabata, L. F., Baraco, V. A. R., Gomes, E. A., Garcia, I. R. Jr. Preload evaluation of different screws in external hexagon joint. **Implant Dentistry**, v. 21, n. 1, p. 46-50, 2012.

BARRIGA, J., Kalin, M., Acker, K. V., Vercammen, K., Ortega, A., Leiaristi, L. Tribological performance of titanium doped and pure DLC coatings combined with a synthetic bio-lubricant. **Wear**, v. 261, n. 1, p. 9-14, 2006.

BAYER, R. G. **Mechanical wear prediction and prevention**. New York: Marcel Dekker Inc., 1994, 657p.

BICKFORD, J. H. **An Introduction to the Design and Behavior of Bolted Joints**. New York: Marcel Dekker Inc., 1995, 992p.

BINON, P. P. The effect of implant/abutment hexagonal misfit on screw joint stability. **The International Journal of Prosthodontics**, v. 9, n. 2, p. 149-160, 1996.

BIOCARE N. The story about an invention that makes people smile. Sweden, 2005.

BLAU, P. J. **Friction Science and Technology**. New York: McGraw-Hill, 1995, 416p.

BONGFA, B., Atabor, P., Barnabas, A., Adeoti, M. O. Comparison of lubricant properties of castor oil and commercial engine oil. **Jurnal Tribologi**, v. 5, p. 1-10, 2015.

BRÅNEMARK, P. I. , Zarb, G., Albrektsson, T., Rosen, H. Tissue-integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry. **Plastic & Reconstructive Surgery**, v. 77, n. 3, p. 496-497, 1986.

BRÅNEMARK, P. I. , Hansson, B. O., Adell, R., Breine, U., Lindström, J., Hallén, O., Ohman, A. Osseointegrated implants in the treatment of edentulous jaw: experience from a 10-year period. **Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery**, v.16, p.1-132, 1977.

BULAQI, H. A., Mousavi Mashhadi, M., Safari, H., Samandari, M. M., Geramipannah, F. Dynamic nature of abutment screw retightening: finite element study of the effect of retightening on the settling effect. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 113, n. 5, p. 412-419, 2015.

BURGUETE, R. L., Johns, R. B., King, T., Patterson, E. A. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 71, n.6, p. 592-599, 1994.

BURNS, J. R. Lubrication of titanium: state of art. Annapolis: US Navy – Marine Engineering Laboratory, 1967. 20p.

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. **Journal of Prosthodontics**, v. 15, n. 3, p. 164-171, 2006.

CALDERON, P. S., Dantas, P. M., Montenegro, S. C. L., Carreiro, A. F. P., Oliveira, A. G. R. C., Dantas, E. M., Gurgel, B. C. V. Technical complications with implant-supported dental prostheses. **Journal of Oral Science**, v. 56, n. 2, p. 179-184, 2014.

CAMARGO, S. E., Camargo, C. H., Hiller, K. A., Rode, S.M., Schweikl, H., Schmalz, G. Cytotoxicity and genotoxicity of pulp capping materials in two cell lines. **International Endodontic Journal**, v. 42, n. 3, p. 227-237, 2009a.

CAMARGO C. H., Camargo S. E., Valera, M. C., Hiller, K. A., Schmalz, G., Schweikl, H. The induction of cytotoxicity, oxidative stress, and genotoxicity by root canal sealers in mammalian cells. **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontics**, v. 108, n. 6, p. 952-960, 2009b.

CANGEMI, J. M. **Biodegradação de poliuretano derivado do óleo de mamona**. São Carlos. 2006. 163p. Tese (Doutorado em Ciências), Instituto de Química de São Carlos, Universidade de São Paulo, Brasil.

CANGEMI, J. M., Santos, A. M., Claro Neto, S. A revolução verde da mamona. **Química Nova na Escola**, v. 32, n. 1, p. 3-8, 2010.

CANTWELL, A., Hobkirk, J. A. Preload loss in gold prosthesis-retaining screws as a function of time. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, v. 19, n. 1, p. 124-132, 2004.

CARDOSO, M. **Avaliação in vitro da variação do torque de remoção de parafusos para fixação de pilares protéticos submetidos a ciclos de parafusamento e desparafusamento**. Rio de Janeiro. 2009. 37p. Dissertação

(Mestrado em Odontologia). Faculdade de Odontologia, Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Brasil.

CARR, A. B. Successful long-term treatment outcomes in the field of osseointegrated implants: prosthodontic determinants. **The International Journal of Prosthodontics**, v. 11, n. 5, p. 502-512, 1998.

CHAE, S., Kim, Y. S., Lee, Y. M., Kim, W. K., Lee, Y. K., Kim, S. H. Complication incidence of two implant systems up to six years: a comparison between internal and external connection implants. **Journal of Periodontal & Implant Science**, v. 45, n. 1, p. 23-29, 2015.

CHIAPASCO, M., Gatti, C., Rossi, E., Haefliger, W., Markwalder, T. H. Implant-retained mandibular overdentures with immediate loading. A retrospective multicenter study on 226 consecutive cases. **Clinical Oral Implants Research**, v. 8, n. 1, p. 48-57, 1997.

CORAZZA, P. H., Silva, A. M., Queiroz, R. J. R. C., Marocho, S. M. S., Bottino, M. A., Massi, M., Souza, R. O. A. Carbon film coating of abutment surfaces: effect on the abutment screw removal torque. **Implant Dentistry**, v. 23, n. 4, p. 434-438, 2014.

COSTA, R. P. C. **Estudo de lubrificação híbrida usando filmes de DLC com lubrificantes nas áreas espacial, automotiva e médica**. São José dos Campos. 2010. 180p. Tese (Doutorado em Ciência e Tecnologia de Materiais e Sensores). Instituto Nacional de Pesquisas Espaciais, Brasil.

DANTAS, I. S., Souza, M. B. C., Morais, M. H. S. T., Carreiro, A. F. P., Barbosa, G. A. S. Success and survival rates of mandibular overdentures supported by two or four implants: a systematic review. **Brazilian Oral Research**, v. 28, n. 1, p. 74-80, 2014.

DEARNALEY, G, Arps, J. H. Biomedical applications of diamond-like carbon (DLC) coatings: A review. **Surface & Coatings Technology**, v. 200, n. 7, p. 2518-2524, 2005.

De KOK, I. J., Chang, K. H., Lu, T. S., Cooper, L. F. Comparison of three-implant-supported fixed dentures and two-implant-retained overdentures in the edentulous

mandible: a pilot study of treatment efficacy and patient satisfaction. **The International Journal of Oral Maxillofacial Implants**, v. 26, n. 2, p. 415-426, 2011.

DIAS, P. C. J., Granato, L., Ramalho, L. T. O. R., Oliveira, J. A., Pretel, H. Avaliação histológica da biocompatibilidade do polímero da mamona no dorso nasal de macacos-pregos (*Cebus apella*). **Brazilian Journal of Otorhinolaryngology**, v. 75, n. 3, p. 350-355, 2009.

DONATSKY, O. Osseointegrated dental implants with ball attachments supporting overdentures in patients with mandibular alveolar ridge atrophy. **The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants**, v. 8, n. 2, p. 162-166, 1993.

DZIEDZIC, D. S. M., Nhata, J., Jamcoski, V. H., Dziedzic, M. Assessment of preload in carbon coated prosthetic screws. **Revista Sul Brasileira de Odontologia**, v. 9, n. 12, p. 137-142, 2012.

ELIAS, C. N., Figueira, D. C., Rios, P. R. Influence of the coating material on the loosening of dental implant abutment screw joints. **Materials Science & Engineering C**, v.26, n.8, p. 1361-1366, 2006.

FAVERANI, L. P., Ramalho-Ferreira, G., Gaetti-Jardim, E. C., Okamoto, R., Shinohara, E. H., Assunção, W. G., Garcia Jr., I. R. Implantes osseointegrados: evolução e sucesso. **Salusvita**, v. 30, n. 1, p. 47-58, 2011.

FERREIRA, J. R. M., Barcelos, M., Vidigal Jr, G. M. Infecção de sítios periimplantares por microorganismos periodontopatogênicos – relato de caso. **Periodontia**, v. 19, n. 2, p. 45-53, 2009.

FERRIGNO, N., Laureti, M., Fanali, S., Grippaudo, G. A long-term follow-up study of non-submerged ITI implants in the treatment of totally edentulous jaws. Part I: Ten-year life table analysis of a prospective multicenter study in 1286 implants. **Clinical Oral Implants Research**, v. 13, n. 3, p. 260-273, 2002.

FONSECA, N. B. S., Soto-Blanco, B. Toxicidade da ricina presente nas sementes de mamona. **Semina: Ciências Agrárias**, v. 35, n. 3, p. 1415-1424, 2014.

FROUM, S. **Dental Implant Complications: Complications, Etiology, Prevention and Treatment**. Chichester: John Willey & Sons, 2011. 512p.

GARCIA-GONZALEZ, J. J., Bartolomé-Zavala, B., Trigo-Pérez, M. D. M., Barceló-Munoz, J. M., Fernández-Meléndez, S., Negro-Carrasco, M. A., Carmona-Bueno, M. J., Vega-Chicote, J. M., Muñoz-Román, C., Palacios-Peláez, R., Cabezudo-Artero, B., Marínez-Quesada, J. Pollinosis to *Ricinus communis* (castor bean): na aerobiological, clinical and immunochemical study. **Clinical and Experimental Allergy**, v. 29, n. 9, p. 1265-1275, 1999.

GONÇALVES, A. R. Q., Teixeira, M. S., Mattos, F. R., Barros, M. B., Motta, S. H. G. Comportamento biomecânico de implantes de hexágono interno e externo. **Revista Gaúcha de Odontologia**, v. 58, n. 3, p. 327-332, 2010.

GOODACRE, C. J., Bernal, G., Rungcharassaeng, K., Kan, J. Y. Clinical complications with implants and implant prostheses. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 90, n. 2, p. 121-132, 2003.

GRILL, A. Review of the tribology of diamond-like carbon. **Wear**, v. 168, n. 1-2, p. 143-153, 1993.

HAACK, J. E. Sakaguchi, R. L., Sun, T, Coffey, J. P. Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, v. 10, n. 5, p. 529-536, 1995.

HENRY, P. J. Tooth loss and implant replacement. **Australian Dental Journal**, v. 45, n. 3, p. 150-172, 2000.

HESCHL, A., Payer, M., Clark, V., Stopper, M., Wegscheider, W., Lorenzoni, M. Overdentures in the edentulous mandible supported by implants and retained by a dolder bar: a 5-year prospective study. **Clinical Implant Dentistry and Related Research**, v. 15, n. 4, p. 589-599, 2013.

HIRAYAMA, P. M. A. **Efeito do jateamento com óxido de alumínio e uso de adesivo, no afrouxamento do parafuso de pilares protéticos cônicos, com indexador de restaurações implanto suportadas**. São Paulo. 2012. 67p. Dissertação (Mestrado em Ciências Odontológicas). Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, Brasil.

HOYER, S. A., Stanford C. M., Buranadham S., Fridrich, T., Wagner, J., Gratton, D. Dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface: Joint opening in wide-diameter versus standard-diameter hex-type implants. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 85, n. 6, p. 599-607, 2001.

HU, X., Luo, J., Li, J., Qiu, L., Di, P., Lin, Y. A 10-year retrospective analysis of clinical results of implant-retained/supported prostheses in full edentulous patients. **Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi**, v. 49, n. 6, p. 333-338, 2014. [Abstract]

JEMT, T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Branemark implants in edentulous jaws: A study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, v. 6, n. 3, p. 270-276, 1991.

JENA, J., Gupta, A. K. *Ricinus communis* linn: a phytopharmacological review. **International Journal of Pharmacy and Pharmaceutical Sciences**, v. 4, n. 4, p. 25-29, 2012.

JOKSTAD, A. **Osseointegration and Dental Implants**. Ames: Wiley-Blackwell, 2009. 448p.

JÖRN, D., Kohorst, P., Besdo, S., Rücker, M., Stiesh, M., Borchers, L. Influence of lubricant on screw preload and stresses in a finite element model for a dental implant. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 112, n. 2, p. 340-348, 2014.

JÖRNEUS L., Jemt, T., Carlsson, L. Loads and designs of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, v. 7, n. 3, p. 353-359, 1992.

JUNG, S. W., Son, M. K., Chung, C. H., Kim, H. J. Abrasion of abutment screw coated with TiN. **The Journal of Advanced Prosthodontics**, v. 1, n. 2, p. 102-106, 2009.

JUNG, Y., Kim, S. S., Kim, Y. H., Kim, S. H., Kim, B. S., Kim, S., Choy, C. H., Kim, S. H. A poly(lactic acid)/calcium metaphosphate composite for bone tissue engineering. **Biomaterials**, v. 26, n. 32, p. 6314-6322, 2005.

KEATING, Ken. Connecting abutments to dental implants: “an engineer’s perspective”. **Irish Dentist**, p. 43-46, 2001.

KRISHNAN, V., Thomas, C. T., Sabu, I. Management of abutment screw loosening: review of literature and report of a case. **The Journal of Indian Prosthodontic Society**, v. 14, n. 3, p. 208-214, 2014.

LANG, A. L., Byungsik K., Wang, R. F., Lang, B R. Finite element analysis to determine implant preload. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 90, n.6, p.539-546, 2003.

LEAL, L. C. Tribologia. Departamento de Engenharia Mecânica. Florianópolis: UFSC, 1981. 179p.

LEHMAN, L. F. C. **Análise Numérica da Resposta de Implantes Odontológicos com Abutment de Liga Superelástica**. Belo Horizonte. 2006. 69p. Dissertação (Mestrado em Ciência e Engenharia de Materiais). Escola de Engenharia da Universidade Federal de Minas Gerais, Brasil.

LEITE, V. M. F., Pinheiro, J. B., Pisani, M. X., Watanabe, E., Souza, R. F., Paranhos, H. F.O., Lovato-Silva, C. H. *In vitro* antimicrobial activity of an experimental dentifrice based on *Ricinus communis*. **Brazilian Dental Journal**, v. 25, n. 3, p. 191-196, 2014.

LUDEMA, K. C. **Friction, wear, lubrication: a textbook in tribology**. Boca Raton: CRC Press, 1996. 257p.

MACKIE, A., Lyons, K., Thomson, W M., Payne, A. G. Mandibular two-implant overdentures: prosthodontic maintenance using different loading protocols and attachment systems. **The International Journal of Prosthodontics**, v. 24, n. 5, p. 405-416, 2011.

MAKKONEN, T. A., Holmberg, S., Niemi, L., Olsson, C., Tammisalo, T., Peltola, J. A 5-year prospective clinical study of Astra Tech dental implants supporting fixed bridges or overdentures in the edentulous mandible. **Clinical Oral Implants Research**, v. 8, n. 6, p. 469-475, 1997.

MARTIN, W. C., Woody, R. D., Miller, B. M., Miller, A. W. Implant abutment screw rotations and preloads for four different screw materials and surfaces. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 86, n. 1, p. 24-32, 2001.

McGLUMPHY, E. A. Keeping implant screws tight: the solution. **The Journal of Oral Symposia**, v. 1, p. 20-23, 1993.

McGLUMPHY, E. A., Mendel, D. A., Holloway, J. A. Implant screw mechanics. **Dental Clinics of North America**, v. 42, n.1, p. 71-89, 1998.

MENDONÇA, J. C. G., Rossi, R. D., Inouye, C. M., Bazan, D. R. P., Monteiro, J. C. C., Mendonça, J. P. Morphology of autogenous bone graft and castor oil polyurethane in the infraorbital rim of rabbits: a comparative study. **Acta Cirúrgica Brasileira**, v. 21, n. 5, p. 341-347, 2006.

MISCH, C. E. **Contemporary Implant Dentistry**. 3rd ed. St Louis: Elsevier Health Sciences, 2008. 1102p.

MOLDOVAN, S. Dental implants: a comprehensive review. Texas: DentalCare Continuing Education Course, 2013. 24p.

MONTES, C. C., Pereira, F. A., Thomé, G., Alves, E. D., Acedo, R. V., Souza J. R., Melo, A. C., Trevillato, P. C. Failing factors associated with osseointegrated dental implant loss. **Implant Dentistry**, v. 16, n. 4, p. 404-412, 2007.

MOSHKIN, V. A. Castor. New Delhi: India, 1986. 315p.

MUNIZ, J. M., SINATORA, A. Fenômenos tribológicos intrínsecos ao travamento de juntos de engenharia aparafusadas: o rosqueamento na indústria automotiva – sua utilização como recurso de união de juntas desmontáveis. **Boletim Técnico da Escola Politécnica da USP**, n. 0810, 2008.

NACER, R. S., Silva, B. A., Poppi, R. R., Silva, D. K., Cardoso, V. S., Delben, J. R., Delben, A. A. Biocompatibility and osteogenesis of the castor bean polymer doped with silica (SiO₂) or barium titanate (BaTiO₃) nanoparticles. **Acta Cirúrgica Brasileira**, v. 30, n. 4, p. 255-263, 2015.

NAERT, I., De Clercq, M., Theuniers, G., Schepers, E. Overdentures supported by osseointegrated fixtures for the edentulous mandible: a 2.5-year report. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, v. 3, n. 3, p. 191-196, 1988.

NAKAMURA, L. H., Contin, I., Pichler, E. F. Estudo comparativo do afrouxamento de diferentes parafusos de fixação de “abutment” em implantes de hexágono externo e interno, após o ensaio de ciclagem mecânica. **RPG – Revista da Pós-Graduação da FOU SP**, v. 13, n. 1, p. 96-102, 2006.

NARAYAN, R. J. Hydroxyapatite-diamondlike carbon nanocomposite films. **Materials Science and Engineering C**, v. 25, n. 3, p. 398-404, 2005.

NASCIMENTO Jr, H. **Estudo da relação torque x força tensora e do coeficiente de atrito em parafusos revestidos isentos de cromo hexavalente**. Belo Horizonte. 2003. 212p. Dissertação (Mestrado em Engenharia Automotiva). Faculdade de Engenharia Mecânica, Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, Brasil.

NIGRO, F., Sendyk, C. L., Francischone Jr, C. E., Francischone, C. E. Removal torque of zircônia abutment screws under dry and wet conditions. **Brazilian Dental Journal**, v. 21, n. 3, p. 225-228, 2010.

NIXON, K. C., Chen, S. T., Ivanovski, S. A retrospective analysis of 1000 consecutively placed implants in private practice. **Australian Dental Journal**, v. 54, n. 2, p. 123-129, 2009.

NÓBREGA, F. S. **Avaliação da interação biológica entre polímero de poliuretana de mamona acrescido de carbonato de cálcio e tecido ósseo de equinos**. São Paulo. 2014. 157p. Tese (Doutorado em Clínica Cirúrgica Veterinária). Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia, Universidade de São Paulo, Brasil.

OGUNNIYI, D. S. Castor oil: a vital industrial raw material. **Bioresource Technology**, v. 97, n. 9, p. 1086-1091, 2006.

OLIVEIRA, I. P., Santos, K.J.G., Beltrão, N. E. M., Neves, B. P., Araújo, A. A., Oliveira, L. C. Potenciais da mamona (*Ricinus communis*) na região Centro-Oeste

brasileira. **Revista Eletrônica Faculdade Montes Belos**, v. 1, n. 2, p. 104-130, 2005.

OLIVER, M, Jain, V. Effect of tightening speed on thread and under-head coefficient of friction. **Journal of ASTM International**, v. 3, n. 3, p. 45-52, 2006.

OSHIDA, Y., Tuna, E. B., Aktören, O., Gençay, K. Dental Implant Systems. **International Journal of Molecular Sciences**, v. 11, n.4, p. 1580-1678, 2010.

PARK, C. I., Choe, H. C., Chung, C. H. Effects of surface coating on the screw loosening of dental abutment screws. **Metals and Materials International**, v. 10, n. 6, p. 549-553, 2004.

PARK, J. K., Choi, J. U., Jeon, Y. C., Choi, K. S., Jeong, C. M. Effects of abutment screw coating on implant preload. **Journal of Prosthodontics**, v. 19, n. 6, p. 458-464, 2010.

PATTERSON, E. A., Johns, R. B., Theoretical analysis of the fatigue life of fixture screws in osseointegrated dental implants. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, v. 7, n. 1, p. 26-33, 1992.

PEREIRA JÚNIOR, O. C. M., Rahal, S. C., lamaguti, P., Felisbino, S. L., Pavan, P. T., Vulcano, L. C. Comparison between polyurethanes containing castor oil (soft segment) and cancellous bone autograft in the treatment of segmental bone defect induced in rabbits. **Journal of Biomaterials Applications**, v. 21, n. 3, p. 283-297, 2007.

PEREIRA, J. R. **Prótese Sobre Implante**. São Paulo: Artes Médicas, 2012. 304p.

PERRETT, J. J. **Using prior information on the intraclass correlation coefficient analyse data from unreplicated and under-replicated experiments**. Manhattan. 2004. 159p. Dissertation (Doctor of Philosophy). College of Arts and Sciences, Kansas State University, United States of America.

PINOTTI, R. N., Amaral, J. G. C. Informações econômicas da mamona como biocombustível. **Pesquisa & Tecnologia**, v. 10, n. 1., p. 1-6, 2013.

PIRES, M. M., Alves, J. M., Almeida Neto, J. A., Almeida, C. M., Sousa, G. S., Cruz, R. S., Monteiro, R., Lopes, B. S., Robra, S. **Biodiesel de mamona: uma avaliação econômica**. In: I Congresso Brasileiro de Mamona: 2004, Campina Grande. Anais. Campina Grande, 2004.

RAMALHO-FERREIRA, G., Faverani, L. P., Gomes, P. C. M, Assunção, W. G., Gacia Jr, I. R. Complicações na reabilitação bucal com implantes osseointegráveis. **Revista Odontológica de Araçatuba**, v. 31, n. 1, p. 51-55, 2010.

RANA, M., Dhamija, H., Prashar, B., Sharma, S. Ricinus communis – a review. **International Journal of PharmTech Research**, v. 4, n. 4, p. 1706-1711, 2012.

REAL-OSUNA, J., Almendros-Marqués, N., Gay-Escoda, C. Prevalence of complications after the oral rehabilitation with implant-supported hybrid prostheses. **Medicina Oral, Patología Oral y Cirugía Bucal**, v.17, n. 1, p. e116-e121, 2012.

ROMEO, E., Chiapasco, M., Lazza, A., Casentini, P., Ghisolfi, M., Iorio, M., Vogel, G. Implant-retained mandibular overdentures with ITI implants. **Clinical Oral Implants Research**, v. 13, n. 5, p. 495-501, 2002.

SAKAGUCHI, R. L., Borgersen, S. E. Nonlinear finite element contact analysis of dental implant components. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, v. 8, n. 6, p. 655-661, 1993.

SANTANA, J. S., Santana, J. S., Medeiros, J. T. N., Lima, C. M., Formiga, C. R. Estudo tribológico de óleos biodegradáveis de coco e de rícino através de ensaios abrasivos. In: 9º **Congresso Iberoamericano de Engenharia Mecânica**: 2009, Las Palmas de Gran Canaria. Anais. Las Palmas de Gran Canaria: 2009, p. 72 -78.

SCHNEIDER, R. C. S. **Extração, caracterização e transformação do óleo de rícino**. Porto Alegre. 2003. 240p. Tese (Doutorado em Química). Faculdade de Química, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Brasil.

SIAMOS, G., Winkler, S., Boberick, K. G. The relationship between implant preload and screw loosening on implant-supported prosthesis. **Journal of Oral Implantology**, v. 18, n. 2, p. 67-73, 2002.

SILVA, F. D. **Avaliação da pré-carga e torque de remoção de três parafusos de pilares para próteses unitárias implantossuportadas após ciclagem mecânica.** Porto Alegre. 2010. 81p. Dissertação (Mestrado em Odontologia). Faculdade de Odontologia, Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, Brasil.

SIQUEIRA, D. C. R. **Análise da citotoxicidade do hipoclorito de sódio a 1%, do digluconato de clorexidina a 2% e do endoquil e seus efeitos na liberação de citocinas e óxido nítrico em culturas de macrófagos murinos.** São Paulo. 2010. 158p. Tese (Doutorado em Odontologia). Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, Brasil.

STÜKER, R. A. **Avaliação da pré-carga e torque de remoção de 3 tipos de parafusos de fixação de pilares para próteses unitárias implanto-suportadas.** Porto Alegre. 2006. 135p. Dissertação (Mestrado em Odontologia). Faculdade de Odontologia, Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, Brasil.

STÜKER, R. A. Preload and torque removal evaluation of three different abutment screws for single standing implant restorations. **Journal of Applied Oral Science: revista FOB**, v. 16, n. 1, p. 55-58, 2008.

SUHANE, A., Sarviya, R. M., Rehman, A., Khaira, H. K. Experimental study of castor oil based lubricant for automotive applications. **Journal of Engineering Research and Applications**, v. 4, n. 1, p. 104-107, 2014.

TABOR, D. Friction – the presente state of our understanding. **ASME Journal of Lubrication Technology**, v. 103, n. 2, p. 169-179, 1981.

TAVAREZ, R. R. J., Xible, A. A., Bonachela, W. C., Araújo, C. R. P. Torque produzido por quatro torquímetros diferentes utilizados em próteses sobre implantes. Estudo comparativo. **Brazilian Dental Science**, v. 6, n. 3, p. 82-88, 2003.

TZENAKIS, G. K., Nagy, W. W., Fournelle, R. A., Dhuru, V. B. The effect of repeated torque and salivary contamination on the preload of slotted gold implant prosthetic screws. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 88, n. 2, p. 183-191, 2002.

VIANNA, C. A., Delben, J. A., Barão, V. A. R., Ferreira, M. B., dos Santos, P. H., Assunção, W. G. Torque stability of different abutment screws submitted to

mechanical cycling. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, v. 28, n. 5, p. e209-e214, 2013.

WALTON, J. N. A randomized clinical trial comparing two mandibular implant overdenture designs: 3-year prosthetic outcomes using a six-field protocol. **The International Journal of Prosthodontics**, v. 16, n. 3, p. 255-60, 2003.

WANG, R. F., Byungsik, K., Lang, L. A., Razzog, M. E. The dynamic natures of implant loading. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v.101, n. 6, p. 359-371, 2009.

WATSON, G. K., Payne, A. G., Purton, D. G., Thomson, W. M. Mandibular overdentures: comparative evaluation of prosthodontic maintenance of three different implant systems during the first year of service. **The International Journal of Prosthodontics**, v. 15, n. 3, p. 259-266, 2002.

WEIDLICH, F. **Avaliação da lubrificação de rolamentos de motores elétricos por ultrassom**. Porto Alegre. 2009. 126p. Dissertação (Mestrado em Engenharia). Faculdade de Engenharia, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Brasil.

WINGERT, A. **Avaliação do comportamento de parafusos de retenção de próteses implanto-suportadas – plataforma hexágono externo**. Porto Alegre. 2015. 72p. Dissertação (Mestrado em Odontologia). Faculdade de Odontologia, Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, Brasil.

WOLFINGER, G. J. Implant prosthodontic and restorative complications. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, v. 18, n. 5, p. 766-767, 2003.

YALTIRIK, M., Gökçen-Röhlig, B., Ozer, S., Evlioglu, G. Clinical evaluation of small diameter Straumann implants in partially edentulous patients: a 5-year retrospective study. **Journal of Dentistry of Tehran University of Medical Sciences**, v. 8, n.2, p. 75-80, 2011.

ANEXO 1



A.AZEVEDO IND. E COM. DE ÓLEOS LTDA.

LAUDO DE ANÁLISE

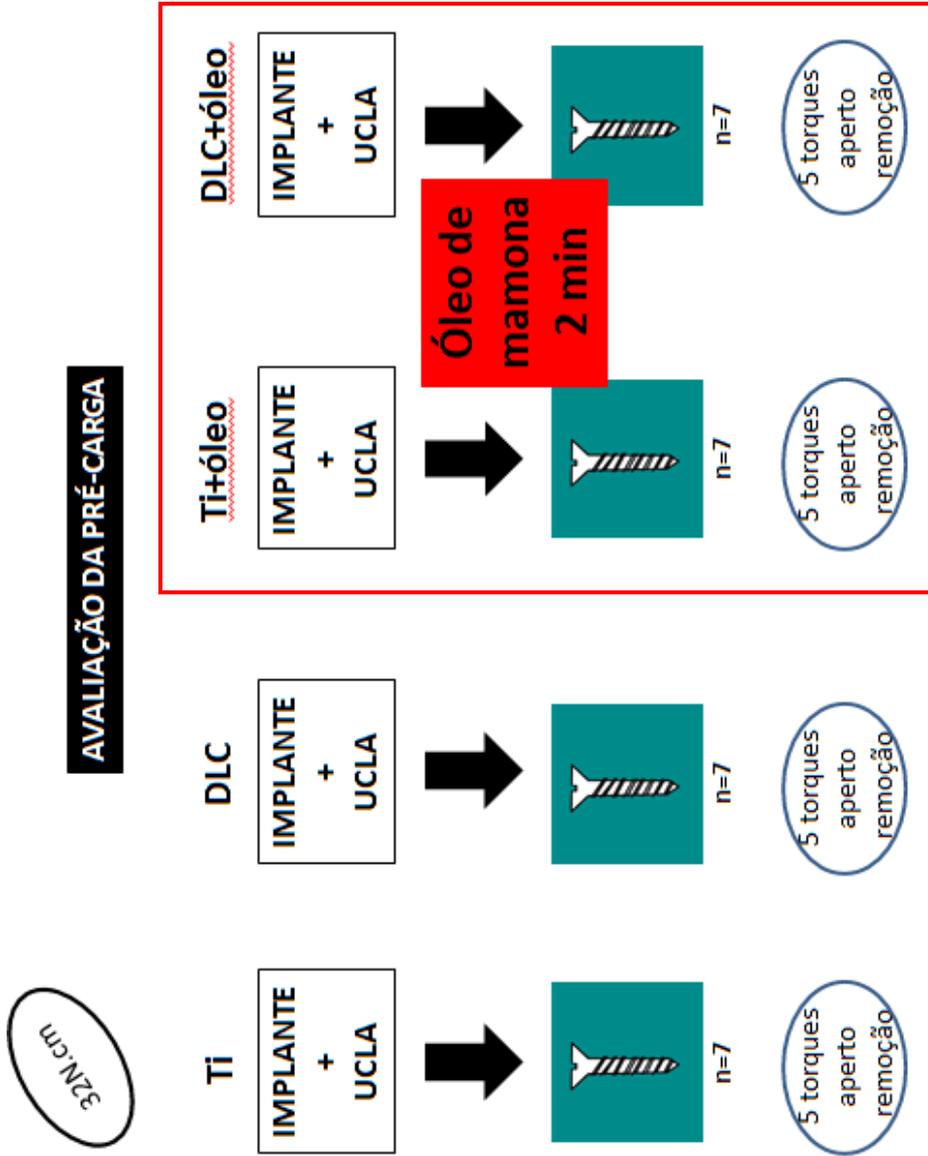
OLEO DE MAMONA EXTRA PALLE

| | |
|-------------------------------|--------------------------|
| CLIENTE : | NOTA FISCAL: |
| FABRICAÇÃO: 08/07/2015 | LOTE: 01/07- 2015 |
| | VALIDADE: 01 ANO |

| PROPRIEDADES | RESULTADOS | ESPECIFICAÇÃO |
|-------------------------------|----------------------------|------------------------------|
| Aspecto | Líquido Amarelo Claro | |
| Viscosidade (25°C) Brookfield | 643cP | 630-890 cP |
| Densidade (25°C) | 0,956 g/cm ³ | 0,955-0965 g/cm ³ |
| Cor Lovbond | 20 Amarelo 2,0 Vermelho | Máx. 20 A e 2V |
| Acidez como Ácido Oléico | 0,8% | Máx.1,00% |
| Umidade | 270 ppm | Máx. 3750 ppm |
| Índice de Iodo (Wijs) | 84cgI ₂ /g | 81 – 88 cgI ₂ /g |
| Índice de Saponificação | 178 mgKOH/g | Mín. 175 mgKOH/g |
| Índice de Hidroxila | 161 mgKOH/g | Mín. 155 mg KOH/g |

Laudo Aprovado
 Por: Alexandre J. Guimarães – CRQ 04408788
 08/07/2015

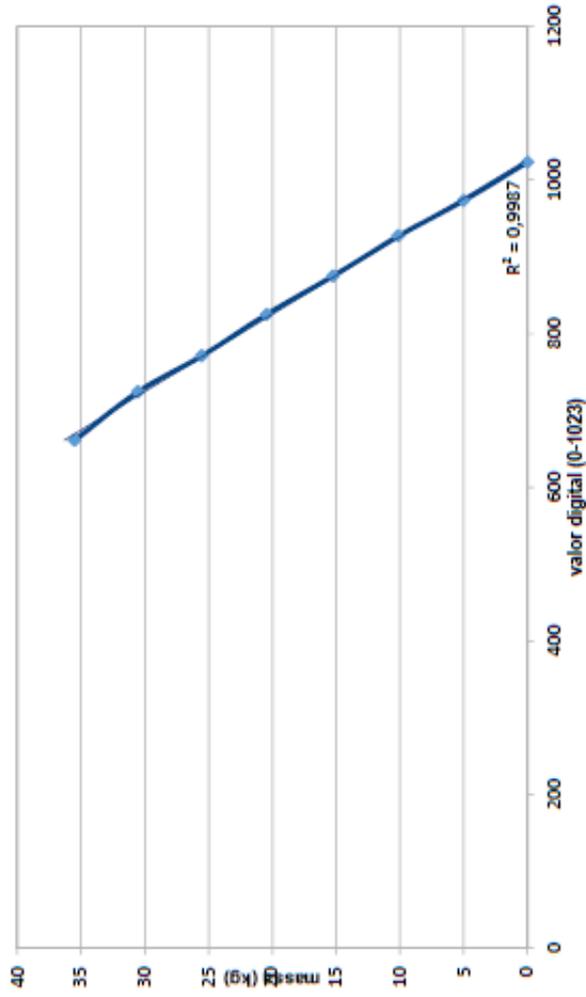
ANEXO 2



ANEXO 3

CURVA DE CALIBRAÇÃO DA CÉLULA DE PRÉ-CARGA

| DIGITAL | MASSA |
|---------|--------|
| 1023 | 0 |
| 973 | 5,02 |
| 927 | 10,115 |
| 875 | 15,23 |
| 825 | 20,445 |
| 771 | 25,535 |
| 724 | 30,54 |
| 681 | 35,485 |



ANEXO 4

| | | | | | | | |
|--|--|--|--|--|--|--|--|
|  <p>GEDORE Líder pela qualidade</p> | |  <p>TET LABORATÓRIO DE TORQUE GEDORE</p> | | <p>FERRAMENTAS GEDORE DO BRASIL S.A. www.gedore.com.br LABORATÓRIO DE CALIBRAÇÃO DE TORQUE SÃO LEOPOLDO - RS BRASIL info@gedore.com.br R. Vicentina M. Fideles, 275 Vicentina 93025-340 Tel.: (51) 3589.9200 Ramal: 8314 Fax: (51) 3589.9222 Laboratório de Calibração Acreditado pela Cgcre de acordo com a ABNT NBR ISO/IEC 17025, sob o nº 0374</p> | |  <p>Calibração NBR ISO/IEC 17025 CAL 0374</p> | |
| CERTIFICADO DE CALIBRAÇÃO Nº | | | | 14596/14 | | | |
| Pág.: 01 de 03 | | | | | | | |
| <p>Cliente: União Brasileira de Educação e Assistência - PUC-RS Endereço: Av. Ipiranga, 6681 e 6690 - Porto Alegre/RS - Brasil, Solicitação: 2859</p> | | <p>Equipamento Calibrado</p> | | | | | |
| <p>Código: 133 961-3.00 Descrição: Torquímetro axial digital. Fabricante: Torqueleader Modelo: TSD150 Faixa Nominal: 15N.cm até 150N.cm. Nº de Fabricação: 117317</p> | | <p>Resolução: 0,1N.cm</p> | | | | | |
| <p>Padrão(ões) Utilizado(s)</p> | | | | | | | |
| <p>Patrimônio: 23/50 Descrição: Volante Estático para Calibração com Raio de 100mm Fabricante: Nörbar Certificado: Nº 07525/12 e Nº 07532/12 Data Calibração: 17/12/2012 Validade: 31/12/2014 Entidade: CETEMP - RBC nº 0013</p> | | <p>Patrimônio: 23/103 Descrição: Conjunto de Pesos de 2N Fabricante: Não Consta Certificado: Nº 00442/14 até 00451/14 Data Calibração: 27/11/2014 Validade: 31/11/2016 Entidade: CETEMP - RBC nº 0013</p> | | | | | |
| <p>Patrimônio: 23/102 Descrição: Conjunto de Pesos de 0,5N Fabricante: Não Consta Certificado: Nº 00432/14 até 00441/14 Data Calibração: 27/11/2014 Validade: 31/11/2016 Entidade: CETEMP - RBC nº 0013</p> | | | | | | | |
| <p>Data Recebimento: 9/6/2014 Data Calibração: 10/6/2014 Data de Emissão: 10/6/2014</p> | | | | | | | |
|  Joacir Guido Fiorini Signatário Autorizado | | | | | | | |
| <p><small>Este certificado atende aos requisitos de acreditação da Cgcre, que avaliou a competência do laboratório e comprovou sua rastreabilidade a padrões nacionais de medida (ou ao Sistema Internacional de Unidades - SI). Esta calibração não isenta o instrumento do controle metrológico estabelecido na regulamentação metrológica. Os resultados deste certificado referem-se exclusivamente ao instrumento submetido à medição nas condições específicas, não sendo extensivo a quaisquer lotes. É permitida APENAS a reprodução INTEGRAL deste certificado.</small></p> | | | | | | | |

ANEXO 5

| | | |
|---|----------------------------------|-------------------------|
|   | Certificado de Calibração | Número: 14596/14 |
| Laboratório de Calibração Acreditado pela Cgcre de acordo com a ABNT NBR ISO/IEC 17025, sob o nº 0374 | | Pág.: 02 de 03 |
| DADOS GERAIS DA CALIBRAÇÃO | | |
| <p>incerteza de Medição: A incerteza expandida de medição relatada é declarada como a incerteza padrão de medição multiplicada pelo fator de abrangência $k =$ tabela da página 3, o qual para uma distribuição t com $V_{eff} > 100$ graus de liberdade efetivos corresponde a uma probabilidade de abrangência de aproximadamente 95%. A incerteza padrão da medição foi determinada de acordo com a publicação EA-4/02.</p> | | |
| <p>Ambiente: Temperatura $20 \pm 2^\circ\text{C}$ e umidade relativa do ar: máximo 70%.</p> | | |
| <p>Norma de Referência: NBR12240:2000.</p> | | |
| <p>Instrução Interna Utilizada: ISQ7636 Rev.1000</p> | | |
| <p>Procedimento de Calibração: O instrumento de medição de torque foi estaticamente calibrado por aplicação de torques conhecidos, que são gerados pela aplicação de massas, calibradas para produzir forças, em conjunto com um volante com um raio calibrado.</p> | | |
| <p>O instrumento de medição de torque foi ligado para aquecer pelo menos 15 minutos antes do inicio da calibração.</p> | | |
| <p>O instrumento de medição de torque foi montado em um dispositivo apropriado que permite regular a base para ser encaixada no instrumento e o instrumento ser girado em 90 graus, quando apropriado, sobre o seu eixo principal de medição entre as séries de torques aplicados.</p> | | |
| <p>Antes da calibração, o instrumento de medição foi sobrecarregado 3 vezes com 110 por cento de sua capacidade nominal.</p> | | |
| <p>A leitura do indicador para o torque zero antes e depois de cada aplicação de torque foram registradas.</p> | | |
| <p>O instrumento de medição de torque foi pré carregado uma vez para sua capacidade nominal e então 3 séries de torques crescente, no sentido horário quando visto do quadrado de encaixe, foi aplicado ao instrumento de medição de torque e o leitura de saída registrado.</p> | | |
| <p>Entre a segunda e terceira série, o instrumento de medição de torque foi desconectado da viga de calibração e girado através de 90 graus, quando apropriado, então pre-carregado um vez até no máximo torque antes da aplicação da terceira série.</p> | | |
| <p>A leitura do torque zero antes e depois de cada aplicação de séries de torques foram registrados. A leitura de saída foi zero no começo de cada séries.</p> | | |
| <p>Observação: Resultados obtidos considerando a aceleração da gravidade local de 9.7928102m/s^2, conforme relatório de 07/07/2006 do Observatório Nacional.</p> | | |
| <p>Os valores medidos nas séries de carregamento e os parâmetros calculados são dados no verso.</p> | | |
|  Joacir Guido Fiorini Signatário Autorizado | | |
| <p>Este certificado atende aos requisitos de acreditação da Cgcre, que avaliou a competência do laboratório e comprovou sua rastreabilidade a padrões nacionais de medida (ou ao Sistema Internacional de Unidades - SI). Esta calibração não isenta o instrumento do controle metrológico estabelecido na regulamentação metrológica. Os resultados deste certificado referem-se exclusivamente ao instrumento submetido à medição nas condições específicas, não sendo extensivo a quaisquer lotes. É permitida APENAS a reprodução INTEGRAL deste certificado.</p> | | |

ANEXO 6



Certificado de Calibração

Laboratório de Calibração Acreditado pela Cgcre de acordo com a ABNT NBR ISO/IEC 17025, sob o nº 0374

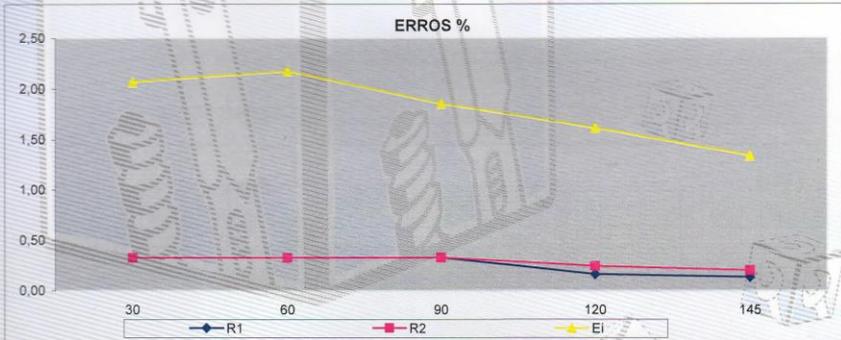
Número: 14596/14

Pág.: 03 de 03

Resultados: Torque Crescente

| CALIBRAÇÃO NO SENTIDO HORÁRIO | | | | | | | | | | |
|-------------------------------|----------------------|---------------|---------------|---------|------|------|---------|---------------------|------|--|
| TORQUE CORRETO N.cm | TORQUE INDICADO N.cm | | | ERROS % | | | Classe | Incerteza U (95%) % | k | |
| | 0° Ciclo 1 | 0° Ciclo 2 | 0° Ciclo 3 | R1 | R2 | Ei | | | | |
| 0 | 0,0 | 0,0 | 0,0 | - | - | - | - | - | - | |
| 30 | 30,6 | 30,7 | 30,6 | 0,33 | 0,33 | 2,07 | 5,0 | 0,41 | 2,17 | |
| 60 | 61,4 | 61,2 | 61,4 | 0,33 | 0,33 | 2,17 | 5,0 | 0,38 | 2,28 | |
| 90 | 91,5 | 91,8 | 91,8 | 0,33 | 0,33 | 1,85 | 5,0 | 0,38 | 2,28 | |
| 120 | 121,8 | 122,0 | 122,1 | 0,16 | 0,25 | 1,61 | 5,0 | 0,29 | 2,11 | |
| 145 | 147,0 | 146,8 | 147,1 | 0,14 | 0,20 | 1,34 | 5,0 | 0,27 | 2,06 | |
| 0 | 0,0 | 0,0 | 0,0 | - | - | - | - | - | - | |
| | | | | EZ = | | | 0,000 % | 0,1 | | |

CRITÉRIOS DE CLASSIFICAÇÃO DA NBR 12240:2000 : CLASSE 5



Definições:

| | |
|--|--|
| <p>R1: Erro relativo de Repetitividade</p> <p>R2: Erro relativo de Reprodutibilidade</p> <p>Ei: Erro relativo de Indicação</p> <p>Ez: Erro relativo de torque zero</p> | <p>grau de concordância entre os resultados de medição sucessivas de um mesmo torque aplicado, efetuados sob mesmas condições de medição.</p> <p>grau de concordância entre os resultados de medição sucessivas de um mesmo torque aplicado, efetuados sob condições variadas de medição.</p> <p>é a média das leituras indicadas para um dado valor de torque crescente menos o valor verdadeiro convencional correspondente do torque.</p> <p>o máximo torque residual das leituras indicadas após a aplicação e remoção de uma série de torque.</p> |
|--|--|

"A Cgcre é signatária do Acordo de Reconhecimento Mútuo da ILAC" (ILAC - International Laboratory Accreditation Cooperation)

"A Cgcre é signatária do Acordo de reconhecimento Mútuo da IAAC." (IAAC - Interamerican Accreditation Cooperation)



Joacir Guido Fiorini
Signatário Autorizado

Este certificado atende aos requisitos de acreditação da Cgcre, que avaliou a competência do laboratório e comprovou sua rastreabilidade a padrões nacionais de medida (ou ao Sistema Internacional de Unidades - SI). Este calibração não isenta o instrumento do controle metroológico estabelecido na regulamentação metroológica. Os resultados deste certificado referem-se exclusivamente ao instrumento submetido à medição nas condições específicas, não sendo extensivo a quaisquer lotes. É permitida APENAS a reprodução INTEGRAL deste certificado.