UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

GUSTAVO CASTELLAZZI SELLA

INFLUÊNCIA DO TEMPO DE APLICAÇÃO DO TORQUE EM PARAFUSOS DE INTERMEDIÁRIOS PROTÉTICOS: ESTUDO *in vitro*

Florianópolis / SC
2009

Livros Grátis

http://www.livrosgratis.com.br

Milhares de livros grátis para download.

GUSTAVO CASTELLAZZI SELLA

INFLUÊNCIA DO TEMPO DE APLICAÇÃO DO TORQUE EM PARAFUSOS DE INTERMEDIÁRIOS PROTÉTICOS: ESTUDO *in vitro*

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal de Santa Catarina, como requisito parcial para obtenção de título de MESTRE em ODONTOLOGIA, área de concentração Implantodontia

Orientador: Prof. Dr. Diego Klee de Vasconcellos

Florianópolis / SC
2009

GUSTAVO CASTELLAZZI SELLA

INFLUÊNCIA DO TEMPO DE APLICAÇÃO DO TORQUE EM PARAFUSOS DE INTERMEDIÁRIOS PROTÉTICOS: ESTUDO *in vitro*

Esta dissertação foi julgada adequada para obtenção do título de "Mestre em Odontologia", área de concentração Implantodontia, e aprovada na forma final pelo programa de Pós-Graduação em Odontologia, da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Santa Catarina.

Aprovado pela banca examinadora em 22 de Dezembro de 2009.

_____

Ricardo de Souza Magini
Coordenador do Programa de Pós-Graduação em Odontologia

Banca Examinadora

_____

Diego Klee de Vasconcellos
Orientador

_____

Antônio Carlos Cardoso

_____

Wilson José Garbelini

Ao meu pai, Maurício Sella,
Por ser fonte da minha aspiração profissional. É sem dúvida nenhuma o melhor profissional que conheço em sua área.
Agradeço por sempre me incentivar e orientar.
Agradeço pela formação do meu caráter.
Pai, agradeço por ser um amigo que posso contar sempre que precisar, e pela dedicação dispensada ao longo de todos esses anos.

À minha mãe, Valentina Castellazzi Sella,
Pelo seu amor incondicional.
A cada dia que passa você me faz entender um pouco melhor o que é o amor incondicional, mas realmente acredito que só entenderei por completo quando tiver meus filhos... Mesmo assim, acredito que o amor de um pai é diferente do amor de uma mãe.
Mãe, obrigado por ter dedicado sua vida exclusivamente a nós.

Ao meu irmão, Rodrigo Castellazzi Sella,
Ro, é difícil falar sobre você...
Agradeço a Deus por você ter nascido primeiro, e estar presente em minha vida desde o princípio. Espero que você esteja presente até o fim da minha vida. Você é um exemplo de profissional e de pessoa, é um fiel companheiro e amigo que qualquer pessoa no mundo gostaria de ter ao lado, e eu tenho esse privilégio.
Não tenho palavras para dizer o que você significa em minha vida...
Obrigado por me escutar e sempre estar ao meu lado.

À minha cunhada, Karina Fancio Sella,

Agradeço por Deus ter colocado você na vida do meu irmão e na da minha família.
Agradeço por você ter se tornado minha irmã...
Por sempre me respeitar, apoiar e incentivar.
Obrigado.

À minha namorada, Rachel D'Aurea Furquim,

Companheira de todas as horas e emoções. Passamos por muitos obstáculos esses anos. Algumas batalhas perdemos, outras ganhamos, mas o que importa é que a vitória final é nossa, e juntos estamos construindo nosso futuro.
Agradeço pelo amor, pelo constante incentivo, apoio e companheirismo, pela paciência e por compreender minha ausência.
Você é uma pessoa admirável por sua garra e determinação.
Tenho muito orgulho de ter você ao meu lado.
Obrigado.

AGRADECIMENTOS

A Deus,

Por trazer luz nos meus momentos de incerteza. Abrindo as portas por onde passo, não no momento em que eu desejo, mas sim no Seu momento, no momento certo.

Dizem que nosso tempo é diferente do tempo de Deus... Portanto, que seja feita Sua vontade!

Agradeço por sempre iluminar minhas decisões. Por proteger os caminhos por onde passo e iluminar as pessoas que encontro. Por permitir que me depare com pessoas sábias. Por me transformar em uma pessoa melhor através das dificuldades que encontro em minha caminhada.

Obrigado Senhor.

AGRADECIMENTOS

À **Família Furquim, Seu Laurindo Zanco Furquim, Dona Teresa Rodrigues D'Aurea Furquim, Bruno D'Aurea Furquim e Flávia Rodrigues Curi Frascareli Furquim**, agradeço por sempre me incentivarem na busca do conhecimento e na realização dessa etapa em minha vida. Agradeço também por me acolherem na família de vocês como um filho e um irmão.

Ao **meu orientador, Professor Doutor Diego Klee de Vasconcellos**, agradeço a confiança, o respeito, a disponibilidade, a prontidão e a liderança. Suas virtudes são admiráveis, dignas de um mestre. Meus sinceros agradecimentos por sua importante contribuição para minha formação.

Ao **Professor Doutor Antônio Carlos Cardoso**, obrigado pela dedicação, pelo carinho, pela disponibilidade, pelo respeito e por acreditar na minha capacidade profissional. O senhor teve fundamental importância em minha formação, ampliando e transformando minha visão e meus conceitos sobre a Odontologia e a vida.

À **Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC)**, pela oportunidade de participar do Curso de Mestrado em Odontologia – Área de Concentração Implantodontia, cedendo estrutura física e mestres de competência inquestionável.

Ao **Professor Doutor Ricardo de Souza Magini**, Coordenador do Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade Federal de Santa Catarina, pela determinação no exercício de suas funções.

Aos **Professores Doutores Ricardo de Souza Magini, Marco Aurélio Bianchini, Antônio Carlos Cardoso, Diego Klee de Vasconcelos, Wilson Andriani Junior e César Augusto Magalhães Benfatti**, pelos ensinamentos criteriosamente transmitidos, pela minha formação científica relacionada à pesquisa, pelo apoio e amizade constantes durante todo o curso.

À empresa **CONEXÃO SISTEMAS DE PRÓTESE**,

representada pelos Srs. **Rodolfo Cândia Alba Júnior, José Starosta** e **João Vaiano,** pela estrutura e material oferecidos para a realização do meu mestrado. Agradeço o incentivo e, principalmente, a confiança em mim depositada.

Ao **Gerente de Engenharia e P&D da empresa CONEXÃO SISTEMAS DE PRÓTESE, Sr. Jochen Roestel**, pela atenção, prontidão e paciência.

Ao **Doutorando de Engenharia Mecânica Steferson Luiz Stares**, pela disponibilidade e empenho para realização desse trabalho.

Ao **Professor Doutor Sérgio Fernando Torres de Freitas**, por ter contribuído enormemente para a realização da análise estatística desse trabalho.

Ao **Ronis Furquim Siqueira**, por ter contribuído enormemente com a correção ortográfica desse trabalho.

A **todos os professores** que ministraram as disciplinas do tronco comum deste curso, meu profundo respeito e gratidão.

Aos **amigos do Curso de Pós-graduação, Armando, Ernesto, João, Newton, Pâmela, Daniel, Elisa, Luís, Moira, Rodrigo e André** e aos estagiários **José, Rosana, Monique e Letícia**, pela amizade, troca de experiências profissionais e pessoais, e por todos os ótimos momentos de convívio e colaboração.

Aos **colegas de outras áreas de concentração**, pelos momentos especiais de convívio e valiosa troca de experiências.

Às **funcionárias do CEPID Mirian, Gisella e Dolores**, e à **funcionária da Seção de Pós-Graduação Ana Maria**, que sempre me ajudaram com muito carinho, pela presteza, atenção e disponibilidade.

Aos amigos **Lauro Toyoshi Mizuno** e **Edna Mizuno**, pela confiança, amizade e por terem sido uma luz no meu caminho em um momento de incerteza.

Aos **meus amigos Bruno da Silva Coppo, Patrícia Hirashima, Daniel Bauab, Ana Beatriz Barrichelo Bauab, André Baltazar**

Malamud, Carolina Rezende Pimenta e Melissa Martins, por serem AMIGOS presentes em minha vida – sempre com demonstrações de muita amizade e carinho – e por compreenderem a minha ausência e sempre me incentivarem.

Às **funcionárias do meu consultório particular, Camila e Nice**, agradeço por serem prestativas, pela dedicação e paciência ao longo desses anos de trabalho.

Aos **alunos da turma 2008/2009 de especialização em Implantodontia da Universidade Federal de Santa Catarina**, agradeço pela colaboração no registro dos casos clínicos ao longo desses dois anos.

Aos **Professores do Departamento de Odontologia Restauradora da Universidade Estadual de Londrina**, agradeço pelo apoio e incentivo.

Meus sinceros agradecimentos a todos que participaram direta ou indiretamente da realização deste trabalho.

"Todo aquele que pede recebe; quem procura acha; e a quem bate, a porta será aberta."
Luc. 11, 10

RESUMO

INFLUÊNCIA DO TEMPO DE APLICAÇÃO DO TORQUE EM PARAFUSOS DE INTERMEDIÁRIOS PROTÉTICOS: ESTUDO in vitro

Introdução: um problema comum, associado às próteses sobre implantes, é o afrouxamento dos parafusos. **Objetivo:** objetivou-se analisar se diferentes tempos na aplicação do torque em parafusos de intermediários protéticos em implantodontia têm influência nos valores do destorque, quando comparados com a técnica de aperto convencional (aplicação instantânea do torque). **Material e método:** foram utilizados 40 implantes de hexágono externo de 3,75 mm de diâmetro, 40 parafusos de titânio com encaixe para chave quadrada e 40 pilares personalizáveis. Os conjuntos (implante, pilar de preparo e parafusos) foram divididos em 4 grupos. No grupo 1, os parafusos dos pilares receberam torque de 30 N/cm aplicado da maneira convencional (torque aplicado instantaneamente até atingir 30 N/cm); no grupo 2, receberam torque de 30 N/cm mantido por 10 segundos; no grupo 3, foi aplicado torque de 30 N/cm mantido por 20 segundos; e no grupo 4, foi aplicado torque de 30 N/cm mantido por 30 segundos. O destorque foi realizado após 10 minutos da aplicação do torque, sendo registrado por meio de um mensurador de torque digital. Os valores de destorque dos quatro grupos foram submetidos à análise estatística pelo teste de Análise de Variância (ANOVA) (α = 5%) e comparações individuais foram realizadas pelo teste HSD de Tukey. **Resultados:** as médias dos destorques encontrados foram de 11,61 N/cm (DP ± 1,43 N/cm) para o grupo 1; 18,64 N/cm (DP ± 1,71 N/cm) para o grupo 2; 21,62 N/cm (DP ± 0,97 N/cm) para o grupo 3; e 21,48 N/cm (DP ± 1,55 N/cm) para o grupo 4. Os grupos 3 e 4 (torque mantido por 20 e 30 segundos, respectivamente) não diferiram entre si, mas apresentaram resultados estatisticamente superiores ao grupo 2 (torque mantido por 10 segundos) que, por sua vez, também foi superior ao grupo 1 (torque instantâneo). **Conclusão:** as aplicações do torque de 30 N/cm por 10, 20 ou 30 segundos são melhores alternativas quando comparadas com a aplicação convencional de torque (instantânea). O torque de 30 N/cm aplicado por 20 segundos parece ser a melhor alternativa, por apresentar valor de destorque maior, quando comparado com a aplicação convencional e com a aplicação de torque por 10 segundos, e valor semelhante ao da aplicação por 30 segundos, com a vantagem de redução do tempo de manutenção do torque em 10 segundos.

Palavras-chave: Implantes dentários; prótese dentária; torque.

ABSTRACT

TIME OF TORQUE APLICATION INFLUENCE ON INTERMEDIARIES PROSTHETIC SCREWS: *in vitro* STUDY

Introduction: One common problem associated with implants prostheses is the abutment screw loosening. **Objective:** This study aimed to analyze if different times on the torque application on abutments screws have influence on the reverse torque when compared with the conventional tightening technique. **Materials and methods:** It was used 40 3.75 mm external hexagonal implants, 40 titanium screws to fit square key and 40 titaniun solid customizable abutments. The sets (implants, screws and abutments) were divided in 4 groups. Group 1 received a 30 N/cm torque with conventional technique (instant torque until achieve 30 N/cm); group 2 received torque of 30 N/cm kept for 10 seconds; group 3 received torque of 30 N/cm kept for 20 seconds; and group 4 received torque of 30 N/cm kept for 30 seconds. It was realized the reverse torque after 10 minutes from the application of torque, registed by a digital torque indicator. The reverse torque values from all groups were submitted to statistical analysis by ANOVA ($\alpha = 5\%$) and HSD Tukey was applied for each group. **Results:** The mean of reverse torque was 11.61 N/cm (SD ± 1.43 N/cm) for group 1; 18.64 N/cm (SD ± 1.71 N/cm) for group 2; 21.62 N/cm (SD ± 0.97 N/cm) for group 3; 21.48 N/cm (SD ± 1.55 N/cm) for group 4. Group 3 and 4 did not differed statistically, but had both superior values when compared to group 2, which presented higher values when compared to group 1. **Conclusion:** The torque applications of 30 N/cm kept for 10, 20 or 30 seconds are better alternatives when compared to conventional torque application. Within the analyzed groups, the 30 N/cm torque kept for 20 seconds seems to be the best alternative, once it presents better reverse torque values when compared with conventional application and when compared with torque kept for 10 seconds. In addition, it had no statistical difference when compared with torque kept for 30 seconds, with the advantage of time reduced by 10 seconds when maintaining torque.

Keywords: Dental implants; dental prosthesis; torque.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1: Implante Master Screw 3,75 X 10 mm (Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo, Brasil). 44
Figura 2: Parafuso Ucla Quadrado MS3,75/4,0 (Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo, Brasil). 44
Figura 3: Pilar Preparo AR 5,0 x 1,0 Hex. 3,75/4,0 (Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo, Brasil). 44
Figura 4: Pilar de preparo instalado sobre o implante por meio do parafuso de titânio. 45
Figura 5: Chave Digital Quadrado 1.27 Média (Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo, Brasil). 45
Figura 6: Conjunto implante/parafuso/pilar de preparo identificado. 46
Figura 7: Mensurador de torque digital..... 47
Figura 8: Base de fixação do mensurador de torque. 47
Figura 9: Base de fixação com o mensurador de torque digital instalado. 48
Figura 10: Implante fixado ao mandril do mensurador de torque..... 48
Figura 11: Chave-catraca com referenciador de torque (Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo, Brasil). 49
Figura 12: Chave quadrada média modificada (Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo, Brasil). 49
Figura 13: Chave quadrada modificada inserida no torquímetro manual, com a extremidade acoplada ao mandril de alinhamento do mensurador de torque digital. 49
Figura 14: Torquímetro manual e chave quadrada modificada posicionados no mensurador de torque digital. 50
Figura 15: Aplicação do torque de 30 N/cm pela haste do torquímetro manual. 50
Figura 16: Visor do mensurador de torque digital ilustrando o controle do torque, onde o valor de 30.4 N/cm representa o maior torque aplicado e 30.0 N/cm representa o torque momentâneo. 51
Figura 17: Aplicação do destorque pela haste do torquímetro manual.52
Figura 18: Visor do mensurador de torque digital ilustrando o destorque de 14.3 N/cm, representando o valor máximo do destorque necessário para o afrouxamento do parafuso. O valor de 30.4 N/cm representa o maior torque aplicado e 0.0 N/cm representa que não está sendo aplicado torque no momento..... 52

Gráfico 1: Comparações individuais - teste HSD de Tukey (p<0,001)..... 56
Gráfico 2: Porcentagem do torque perdido dos grupos 1, 2, 3 e 4. 57

LISTA DE QUADROS E TABELAS

Quadro 1: Valores do destorque do grupo 1, que possuía os implantes com numeração de 1 a 10, da primeira à décima repetição.54
Quadro 2: Valores do destorque do grupo 2, que possuía os implantes com numeração de 11 a 20, da primeira à décima repetição. 54
Quadro 3: Valores do destorque do grupo 3, que possuía os implantes com numeração de 21 a 30, da primeira à décima repetição. 55
Quadro 4: Valores do destorque do grupo 4, que possuía os implantes com numeração de 31 a 40, da primeira à décima repetição. 55

Tabela 1: Valores da média de destorque e do desvio-padrão dos grupos 1, 2, 3 e 4. 55
Tabela 2: Resultados do teste ANOVA para os quatro grupos experimentais testados (SQ = soma dos quadrados, GL = grau de liberdade, QM = quadrado médio, F = variabilidade). 56

LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

ABREVIATURAS

ANOVA – Análise de Variância
DP – Desvio padrão
GL – Grau de liberdade
F – Variabilidade
QM – Quadrado médio
SQ – Soma dos quadrados

SÍMBOLOS

mm - milímetros
N/cm – Newton por centímetro
% - porcentagem
N – Newton
+ - Mais ou menos
Hz – Hertz
0 – Graus
μm – micrômetro
cm – centímetro

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO 27

2 OBJETIVOS 31

3 REVISÃO DA LITERATURA 32

4 MATERIAL E MÉTODO 44
4.1 Material 44
4.2 Instalação dos pilares aos implantes 45
4.3 Armazenamento dos implantes 45
4.4 Divisão dos grupos 46
4.5 Instalação do mensurador de torque à base de fixação 46
4.6 Fixação dos implantes ao mensurador de torque 48
4.7 Adaptação do torquímetro manual ao mensurador de torque digital 48
4.8 Aplicação do torque 50
4.9 Controle do torque aplicado 51
4.10 Aplicação do destorque 51
4.11 Registro do destorque 52
4.12 Repetições 53
4.13 Análise estatística 53
4.13.1 Delineamento experimetal 53
4.13.2 Análise estatística descritiva e inferencial 53

6 DISCUSSÃO 58

REFERÊNCIAS 66

GLOSSÁRIO 79

1 INTRODUÇÃO

Um problema comum associado às próteses sobre implantes é o afrouxamento dos parafusos, o que causa transtornos para os pacientes e cirurgiões dentistas, podendo tornar-se oneroso se ocorrer com frequência (JEMT, LANEY, HARRIS et al., 1991; LEWIS, LLAMAS e AVERA, 1992; BALSHI, HERNANDEZ, PRYSZLAK et al., 1996; BALSHI, EKFELDT, STENBERG et al., 1997; TAYLOR, 1998; SCHOLANDER, 1999; MARTIN, WOODY, MILLER et al., 2001). Não existe um consenso sobre a prevalência desse problema e alguns estudos mostram o afrouxamento dos parafusos no primeiro ano após a instalação das próteses na ordem de 31% (JEMT, 1991).

A natureza do afrouxamento ou deslocamento dos pilares protéticos é complexa, uma vez que pode ser atribuído a várias causas, incluindo apertamento inadequado do parafuso, falta de adaptação das próteses, componentes inadequadamente usinados, bruxismo, desenho do parafuso, deformação plástica das superfícies de contato (BICKFORD, 1981; PATTERSON e JOHNS, 1992; JORNÉUS, JEMT e CARLSSON, 1992; BINON, SUTTER, BEAUTY et al., 1994; BINON e MCHUGH, 1996; McGLUMPHY, MENDEL e HOLLOWAY, 1998; NORTON, 1999; SCHWARZ, 2000; KHRAISAT, ABU-HAMMAD e AL-KAYED, 2004; NIKOPOULOU, 2006), ausência de adaptação passiva do pilar protético ao implante ou do cilindro protético ao pilar (BURGUETE, JOHNS, KING et al., 1994; BINON, SUTTER, BEATY et al., 1994; SAKAGUCHI e BORGESEN, 1995), baixo controle de qualidade do fabricante (TAN e NICHOLLS, 2001) e o tipo do pilar protético e do parafuso do pilar utilizados (SCHULTE e COFFEY, 1997). Evidências demonstram que a falta de passividade pode ser a causa das altas taxas de afrouxamento de parafusos (COX e ZARB, 1987; PATTERSON e JOHNS, 1992; KOHAVI, 1993; KALLUS e BESSING, 1994; TAYLOR, 1998; BINON, 2000). Avaliações da adaptação marginal de componentes protéticos mostram que os mesmos apresentam certo grau de desajuste, que pode variar dependendo do fabricante, e que os procedimentos laboratoriais necessários à confecção da prótese tendem a aumentar o desajuste marginal (BINON, 1990; BINON, 1995; BYRNE, 1998; KANO, 2004).

Reconhece-se que o assentamento passivo absoluto é inatingível e que alterações dimensionais das estruturas metálicas provavelmente jamais serão evitadas. O material e as técnicas utilizadas na confecção

de estruturas protéticas, apesar da avançada tecnologia, não são dimensionalmente precisos (JEMT, 1994; SAHIN e CEHRELI 2001).

Contudo, após a técnica de osseointegração ter sido empregada por mais de quarenta anos e uma evolução significativa dos componentes protéticos ter ocorrido, a definição do que é uma adaptação aceitável entre prótese e os pilares ainda não foi estabelecida (VASCONCELLOS, 2005).

Aliado a isso, possíveis danos às roscas internas do implante e possível fratura do parafuso podem ocorrer quando superfícies não se adaptam passivamente e o parafuso é apertado na tentativa de aumentar o assentamento (BINON, SUTTER, BEATY et al., 1994).

Após o torque ao parafuso de retenção, uma força de tração, denominada de pré-carga, é criada na haste do parafuso (BICKFORD, 1981; JORNÉUS, JEMT e CARLSSON, 1992; BURGUETE, JOHNS, KING et al., 1994; CARR, BRUNSKI e HURLEY, 1996; MC GLUMPHY, MENDEL e HOLLOWAY, 1998; AL-TURKI, 2002). Quando as superfícies em contato estiverem sob compressão, deformações das imperfeições (picos metálicos) ocorrerão em ambas as superfícies em questão, podendo reduzir o atrito superficial dentro do sistema e também resultando, com o tempo, na perda da pré-carga (RODKEY, 1977; BICKFORD, 1981; PATTERSON e JOHNS, 1992; HAACK e SAKAGUCHI, 1995; SHIGLEY e MISCHKE, 1996). Alguns pesquisadores (HAGIWARA, 1984; BREEDING, DIXON e NELSON, 1993; SHIGLEY e MISCHKE, 1996) estimam que até 10% da pré-carga inicial pode ser perdida devido às deformações das imperfeições nas superfícies que ocorrem nos primeiros segundos após a aplicação do torque ao parafuso de fixação do pilar protético. O acompanhamento do desempenho da pré-carga gerada em um parafuso ao longo do tempo demonstrou que a pré-carga é dissipada, em algum grau, mesmo sem a aplicação de carga (BICKFORD, 1981; SHIGLEY e MISCHKE, 1996). Portanto, a pré-carga deve ser tão grande quanto possível, porque cria um contato entre o pilar protético e o implante. Quanto maior esse contato mais estável será o sistema de fixação (ADELL, 1981; BICKFORD, 1981; GULBRANSEN, 1994; BURGUETE, JOHNS, KING et al., 1994; HAACK, SAKAGUCHI, SUN et al., 1995; BICKFORD, 2007).

Também tem sido demonstrado em estudos (PATTERSON e JOHNS, 1992; HAACK, SAKAGUCHI, SUN et al., 1995; MC GLUMPHY, MENDEL e HOLLOWAY, 1998) que a pré-carga ideal

deve induzir um estresse na haste do parafuso de 60% a 75% do limite de elasticidade do material com o qual o parafuso do pilar protético é fabricado. Além do módulo de elasticidade dos materiais utilizados nos parafusos e nos pilares protéticos, a pré-carga criada por um sistema é determinada por outras variáveis, como o coeficiente de atrito gerado pelo contato entre as superfícies, a lubrificação, o torque aplicado, a velocidade de aplicação do torque e a temperatura do sistema (BURGUETE, JOHNS, KING et al., 1994; JAARDA, RAZZOOG e GRATTON, 1995; DIXON, BREDING, SADLER et al., 1995; SAKAGUCHI e BORGESEN, 1995; HAACK, SAKAGUCHI, SUN et al., 1995; MARTIN, WOODY, MILLER et al., 2001; BICKFORD, 2007). Outros autores (MC GLUMPHY, MENDEL e HOLLOWAY, 1998) acrescentam ainda o desenho da cabeça do parafuso.

O torque utilizado no parafuso no momento de instalação do pilar protético ou da infraestrutura metálica sobre o pilar tem importante influência na amplitude do microespaço entre a plataforma do implante e o pilar protético e entre o pilar e a infraestrutura metálica (VASCONCELLOS, BOTTINO, NISHIOKA et al., 2005). Estudos *in vitro* mostraram que os microespaços podem ser diminuídos quando o torque preconizado pelo fabricante é aplicado aos parafusos de fixação (MILLINGTON e LEUNG, 1995; SMEDBERG, NILNER, RANGERT et al., 1996; JEMT e LEKHOLM, 1998; VASCONCELLOS, BOTTINO, NISHIOKA et al., 2005). Além disso, a inexorável infiltração bacteriana na interface do implante com o pilar protético é significativamente diminuída quando o torque é aumentado até atingir o valor recomendado pelos fabricantes (GROSS, ABRAMOVICH e WEISS, 1999; VAN WINKELHOFF, GOENE, BENSCHOP et al., 2000; CALLAN, COBB e WILLIANS, 2005; STEINEBRUNNER, WOLFART, BOSSMANN et al., 2005; QUIRYNEN, VOGELS, PEETERS et al., 2006; FARIA, 2008; NASCIMENTO, BARBOSA, ISSA et al., 2008a; NASCIMENTO, BARBOSA, ISSA et al., 2008b; NASCIMENTO, PEDRAZZI, MIANI et al., 2009). Por outro lado, um torque excessivo cria deformações permanentes na haste do parafuso, levando à fratura ao longo do tempo, decorrente da fadiga associada às forças da mastigação (SAKAGUCHI, SUN e HAACK, 1994; BURGUETE, JOHNS, KING et al., 1994). Portanto, a aplicação

adequada do torque é essencial para reduzir o afrouxamento do parafuso e diminuir os microespaços.

Na tentativa de impedir o afrouxamento, além da utilização de torquímetros, foi relatado o uso de um silicone obturador (ADRIAN, KRANTZ, IVANHOE et al., 1991) e de arruelas entre as próteses e os parafusos (KORIOTH, CARDOSO e VERSLUIS, 2001). Embora melhorias nos materiais e investigações das técnicas de aplicação de torque sejam feitas constantemente, a incidência do afrouxamento do parafuso continua alta, o que leva ao desenvolvimento constante de pesquisas de mecanismos que visam minimizar esse problema (JEMT, LANEY, HARRIS et al., 1991; LEWIS, LLAMAS e AVERA, 1992; BALSHI, HERNANDEZ, PRYSZLAK et al., 1996; BALSHI, EKFELDT, STENBERG et al., 1997; SCHOLANDER, 1999).

2 OBJETIVOS

Objetivou-se, com esse estudo *in vitro*, investigar o efeito da aplicação do torque nos parafusos dos pilares de preparo de próteses sobre implantes, por períodos de 10, 20 e 30 segundos, analisando a influência nos valores do destorque (torque de afrouxamento) quando comparados com a técnica convencional (aplicação instantânea de torque).

3 REVISÃO DA LITERATURA

CANTWELL e HOBKIRK (2004) colocaram um implante de 3,75 mm de diâmetro por 10 mm de comprimento em um bloco de resina acrílica. Sobre o implante foi instalado um pilar *standard*, fixado com um parafuso específico para esse pilar, aplicando-se torque de 20 N/cm com um torquímetro eletrônico. Sobre esse pilar foi instalado um cilindro de ouro com um parafuso de ouro, no qual foi aplicado torque de 10 N/cm com um torquímetro eletrônico montado em um suporte de resina que permitia a aplicação do torque no longo eixo do parafuso. Três extensômetros lineares, que estavam diretamente conectados a um computador, foram colados ao redor do pilar, para permitir a análise detalhada da perda inicial de pré-carga ao longo do primeiro segundo até as 15 horas subsequentes ao torque. O pilar *standard* agiu como um transdutor de força, utilizado para medir as variações de pré-carga no parafuso de ouro. Cuidados foram tomados para minimizar as flutuações de temperatura. A primeira rosca dos parafusos de ouro dos pilares protéticos foi analisada com um microscópio eletrônico de varredura, para fins ilustrativos, de modo que fossem observadas as asperezas superficiais, antes do experimento, e, após, fosse observado o polimento nas roscas proveniente da deformação plástica causada pela aplicação do torque. Entretanto, não se pretendia correlacionar as rugosidades da superfície com os resultados do experimento, uma vez que seria impossível qualificar e quantificar a geografia superficial de cada parafuso. Foram utilizados cinco conjuntos de pilares protéticos e parafusos de ouro. O tempo necessário para gerar a pré-carga máxima em cada ensaio variou muito, com uma média de 1,45 segundos. A pré-carga variou de 157,5 a 488,9 N, com uma média de 319,6 N, sendo reduzida 24,9% após 15 horas de análise, sendo que 40,2% dessa redução ocorreram nos primeiros 10 segundos após o torque. A perda de pré-carga ocorreu em todos os testes, sendo que a maior e mais rápida mudança ocorreu nos primeiros dois segundos após a aplicação do torque. A acomodação do pilar, do cilindro e do parafuso de ouro, a deformação plástica localizada e o relaxamento da torção sofrida pela aplicação do torque ao parafuso foram as causas mais prováveis da perda de pré-carga.

Alguns anos antes, MARTIN, WOODY, MILLER et al. (2001) colocaram 80 implantes de hexágono externo com 3,75 mm de diâmetro e 15 mm de comprimento em recipientes individualizados e fixados com resina para impedir sua rotação. Foi avaliada a influência do material e

da superfície de quatro diferentes tipos de parafusos de pilares protéticos na geração da pré-carga quando aplicado torque de 20 e 32 N/cm com um torquímetro digital. Oitenta parafusos foram utilizados, sendo 20 parafusos de ouro, 20 parafusos de titânio, 20 parafusos do tipo *Gold-Tite* e 20 parafusos do tipo *TorqTite*. Esses parafusos foram divididos em 2 grupos de acordo com o torque aplicado, sendo que no grupo 1 foi aplicado torque de 20 N/cm e no grupo 2 foi aplicado torque de 32 N/cm aos parafusos (cada grupo possuía, portanto, 10 parafusos de cada tipo). Os ângulos de rotação dos parafusos dos pilares foram medidos após aplicar-se 20 (grupo 1) e 32 N/cm (grupo 2). Os valores do destorque foram registrados e indiretamente utilizados para gerar os valores da pré-carga. Ao aplicar 20 e 32 N/cm, os maiores ângulos de rotação foram registrados para os parafusos do tipo *TorqTite* (21,2 ± 3,1 graus e 38,1 ± 8,7 graus, respectivamente). Os maiores valores de pré-carga aos 20 e 32 N/cm foram os dos parafusos do tipo *Gold-Tite* (596,8 ± 101,2 N e 1.015,3 ± 191,2 N, respectivamente). Portanto, os parafusos do tipo *TorquiTite* e *Gold-Tite* com tratamento de superfície reduziram o coeficiente de fricção e geraram maior pré-carga quando comparados com os parafusos de ouro e de titânio.

Em 2002, TAN e NICHOLLS avaliaram a influência na geração da pré-carga do parafuso de ouro sobre o cilindro de ouro, quando o torque foi aplicado com torquímetro manual, com controladores de torque eletrônico (em alta e baixa velocidade) e com chave manual. Avaliaram, também, se diferentes operadores têm influência na geração da pré-carga quando o torque é aplicado com um mesmo dispositivo. Cinco implantes de 3,75 mm de diâmetro e 10 mm de comprimento foram fixados a um modelo de acrílico. Sobre os implantes foram colocados pilares protéticos *standard* de titânio, fixados por meio de cimentação do parafuso com a superfície interna do pilar *standard* e pela aplicação do torque de 20 N/cm com torquímetro manual. Três extensômetros lineares foram fixados ao redor de cada pilar *standard,* totalizando 15 extensômetros lineares. Os cilindros de ouro foram posicionados sobre os pilares de titânio e comparações entre diversas maneiras de aplicação do torque foram feitas, sendo elas: o aperto dos parafusos pelo mesmo operador, utilizando três torquímetros manuais; o aperto dos parafusos pelo mesmo operador, utilizando quatro torquímetros eletrônicos; e o aperto manual dos parafusos, realizado por três operadores. Para verificar a variabilidade do operador na aplicação do torque e geração da pré-carga com o torquímetro manual, o torque foi aplicado cinco vezes nos parafusos dos pilares por cinco operadores. Os operadores eram dois clínicos experientes e três dentistas com pouca

experiência em prótese sobre implante. A pré-carga média para o torquímetro manual variou de 286,2 a 300,1 N, com uma média de 291,2 N (± 33,4) aplicando torque de 10 N/cm pelo mesmo operador. Para os torquímetros eletrônicos, a pré-carga média variou de 501,2 N (em alta velocidade) a 264,1 N (em baixa velocidade) aplicando torque de 10 N/cm. A média para os torquímetros eletrônicos em baixa velocidade foi de 340,3 N (± 71,6) e 384,4 N (± 84,3) quando utilizada alta velocidade aplicando torque de 10 N/cm. A pré-carga média ao aplicar torque com a chave manual, comparando diferentes operadores, variou de 123,1 N a 163,4 N com uma média de 140,8 N (± 27,5). Os três operadores que utilizaram a chave manual obtiveram pré-cargas significativamente inferiores quando comparados aos torquímetros manuais ou eletrônicos. Os torquímetros manuais não foram estatisticamente diferentes entre si quando utilizados pelo mesmo operador. Todos os torquímetros eletrônicos geraram maiores médias de pré-cargas quando utilizados em alta velocidade, quando comparados com a utilização em baixa velocidade. A pré-carga gerada quando cinco operadores utilizaram um torquímetro manual variou de 300,1 N (± 19,7) a 233,4 N (± 30,8) com uma média de 261,0 N (± 33,0), revelando diferenças estatisticamente significativas entre operadores.

Em outro trabalho, pesquisadores (GUDA, ROSS e LANG, 2008), utilizando programas de computação, aplicaram torque em um parafuso e a pré-carga foi determinada a partir da análise de elementos finitos. Examinaram a variação inerente às propriedades do material, interações superficiais e torque aplicado em um sistema de implantes para determinar a probabilidade de obtenção de pré-carga desejada e para identificar as variáveis significativas que afetam a pré-carga. O experimento foi integrado a *softwares* de análise probabilística. A pré-carga foi predominantemente afetada pelo valor do torque, pelo coeficiente de atrito entre as roscas e implantes e pelo módulo de elasticidade do parafuso do pilar protético. A lubrificação nas superfícies do parafuso e no corpo do implante afetou a pré-carga. Para as superfícies lubrificadas, cerca de 50% dos implantes terão valores da pré-carga dentro do intervalo idealizado, sendo que a pré-carga ideal deve induzir um estresse no conjunto pilar protético, parafuso e implante de 60% a 75% do limite de elasticidade do material que o pilar e o parafuso são fabricados. Este estudo sugere a aplicação de um valor mais elevado de torque do que normalmente é recomendado pelo fabricante, para melhorar a porcentagem da pré-carga ideal obtida. Também é sugerido que os materiais com maior módulo de elasticidade sejam utilizados na fabricação dos parafusos dos pilares para conseguir

uma maior pré-carga.

A influência do retorque na pré-carga de pilares protéticos fixados a implantes de hexágono externo, após diferentes tempos de espera, foi avaliada por CASTILHO, PEREIRA, SOUZA et al. (2009). Trinta implantes de hexágono externo foram fixados em resina acrílica e sobre cada implante foi instalado um pilar protético, por meio dos parafusos de titânio, aplicando-se 30 N/cm de torque com torquímetro digital. Os conjuntos de implantes, pilares e parafusos protéticos foram divididos em seis grupos, com 5 conjuntos cada um, de acordo com o retorque e com o tempo de espera para coleta dos dados. Nos grupos 1 (GA1), 2 (GA2) e 3 (GA3) foi aplicado o torque e a coleta dos dados do destorque foi feita após 2, 5 e 10 minutos, respectivamente, após aplicação do torque. Nos grupos 4 (GB1), 5 (GB2) e 6 (GB3) foi aplicado o torque, após 10 minutos da aplicação do torque foi aplicado o retorque e a coleta dos dados do destorque foi feita após 2, 5 e 10 minutos, respectivamente após a aplicação do retorque. Os dados obtidos foram analisados estatisticamente pelos testes Anova e Tukey. As médias e desvios-padrão dos valores de destorque observados para as condições experimentais foram: GA1 = 25,39 N/cm ± 1,59; GA2 = 22,91 N/cm ± 1,74; GA3 = 21,95 N/cm ± 1,07; GB1 = 28,16 N/cm ± 2,92; GB2 = 21,97 N/cm ± 1,44 e GB3 = 21,21 N/cm ± 2,91. Verificou-se que os métodos de aplicação de torque e retorque (quando analisados simultaneamente) não influenciaram na perda da pré-carga para os grupos estudados; e que o tempo de espera para coleta dos dados do destorque afetou de maneira significativa os valores da pré-carga, sendo os maiores valores do destorque registrados após 2 minutos nos grupos 1 (GA1) e 4 (GB1). Entretanto, quando o método de torque foi avaliado isoladamente, observou-se que os valores de destorque foram semelhantes (média dos grupos 1, 2 e 3 foi de 23,413 ± 2,04 N/cm e a média dos grupos 4, 5 e 6 foi de 23,769 ± 3,97 N/cm), ao passo que, quando o fator tempo de espera foi avaliado separadamente, o tempo de 2 minutos para aplicação do destorque apresentou destorque de 26,757 ± 2,65 N/cm, estatisticamente superior aos dos demais tempos, que foram de 22,437 ± 1,58 N/cm para 5 minutos e 21,580 ± 2,10 N/cm para 10 minutos, os quais foram semelhantes entre si. Conclui-se que, independentemente do método utilizado para aplicação do torque aos pilares protéticos, houve uma perda significativa da pré-carga após 5 minutos da aplicação do torque.

No ano anterior, QUEK, TAN e NICHOLLS (2008) avaliaram a performance da interface do implante com o pilar protético de quatro marcas de implantes submetidas a carga de fadiga (*Brånemark-*

CeraOne; 3i Osseotite-STA abutment; replace Select-Easy abutment; e Lifecore Stage-1-COC abutment system) e o número necessário de ciclos para ocorrer a fadiga. Os efeitos do aumento e da diminuição do torque em 20% sobre o desempenho de cargas de fadiga também foram investigados. Havia 12 grupos de teste com 5 amostras em cada grupo. A máquina de fadiga aplicava carga de 35 N, com uma frequência de 14 Hz, até ser registrada a fratura do parafuso protético ou do implante, ou até completar-se no máximo 5 x 106 ciclos, o que ocorresse primeiro. Dois implantes e um parafuso do pilar protético fraturaram no grupo Brånemark. Foram registradas cinco fraturas dos parafusos dos pilares protéticos e quatro fraturas dos implantes no sistema 3i. O sistema Replace Select teve uma fratura do implante. Cinco fraturas de parafusos dos pilares protéticos foram observadas para o sistema Lifecore. A análise estatística não revelou diferença significativa nos ciclos de carga de fadiga nos quatro diferentes sistemas de implante/pilar quando submetidos ao torque recomendado pelo fabricante. Entretanto, diferença estatisticamente significativa foi encontrada nos grupos em que foi aplicado 20% a menos e 20% a mais do torque recomendado pelo fabricante no sistema 3i. Portanto, os autores salientaram a importância de utilizar o torque recomendado pelo fabricante.

Em 2000, WEISS, KOZAK, GROSS et al. utilizaram sete tipos de implantes e pilares protéticos de cinco fabricantes, para verificar as alterações no destorque após múltiplos e consecutivos apertamentos e desapertamentos dos parafusos dos pilares – entre os tipos de sistemas utilizados encontravam-se o hexágono externo, o octógono interno e o cone morse. Foram utilizados três pilares protéticos de cada sistema selecionado. O valor do torque foi de 20 N/cm, para permitir a comparação entre os sistemas e para simular o apertamento clínico manual. Os implantes foram colocados um de cada vez em um mensurador de torque, onde um operador aplicava o torque de 20 N/cm por 5 segundos. Após 10 segundos da aplicação do torque, aplicou-se o destorque e um segundo operador registrou os valores encontrados. Esse procedimento foi repetido 200 vezes. Foram encontradas diferenças significativas entre os sistemas estudados. Entretanto, os sistemas que sempre mantiveram o maior destorque foram o *cone morse* e o octógono interno. Uma diminuição progressiva nos valores dos destorques foi registrada até o término dos 200 ciclos em todos os sistemas, provavelmente causada pela diminuição do coeficiente de atrito, sendo que o sistema *cone morse* teve um maior valor de destorque em relação aos outros sistemas, mostrando uma alteração menor no valor do

destorque após consecutivos apertamentos e desapertamentos nesse sistema. O percentual da perda de torque variou de 3% a 20% após a abertura imediata, de 3% a 31% após cinco ciclos de abertura e fechamento, e de 4,5% a 36% após 15 ciclos de abertura e fechamento.

Foram investigados, por LEE; KIM, Y.; KIM, C. et al. (2002), os efeitos da mastigação simulada nos componentes dos implantes e os mecanismos básicos de afrouxamento dos parafusos. Foram utilizados treze implantes de 3,75 mm de diâmetro e 10 mm de comprimento, nos quais pilares foram conectados com torque de 20 N/cm. Sobre os pilares, foram fixadas coroas unitárias com parafusos de ouro, com torque de 10 N/cm. Os implantes foram colocados em um dispositivo pneumático cilíndrico que gerava cargas cíclicas na frequência de 1 Hz por 0,2 segundos de contato, para simular movimentos mastigatórios de um incisivo central superior. Os torques analisados foram de 2, 4, 6, 8, 10 e 12 N/cm, com uma carga de 100 N aplicada a cada uma das 10 coroas, a um ângulo de 30° em relação ao longo eixo do implante. Três implantes foram colocados verticalmente como controle e a mesma carga de 100 N foi aplicada às três coroas. Um milhão de ciclos, equivalente a um ano de carga mastigatória, foi aplicado às coroas, sendo que, dos dez parafusos de ouro que estavam em um ângulo de 30°, quatro soltaram antes de completar um milhão de ciclos, sendo que não houve afrouxamento dos três parafusos do grupo colocado verticalmente. Com os resultados obtidos, o autor recomenda a aplicação de mais de 10 N/cm de torque quando se utiliza parafusos de ouro.

BINON, em 1996, avaliou, durante a simulação da função mastigatória, a influência da desadaptação entre os hexágonos dos implantes e pilares UCLA na estabilidade dos parafusos de fixação. Dez grupos de pilares foram especialmente fabricados, com modificações no tamanho dos hexágonos, sendo incrementalmente aumentados em 0,005 polegadas, de 0,1065 até 0,1110 polegadas. Os pilares foram conectados aos implantes com torque de 30 N/cm. Foi aplicada carga de 133 N, fora do eixo, por 1.150 ciclos por minuto. A desadaptação rotacional entre os hexágonos dos pilares e implantes variou de 1,94 graus para os pilares com hexágonos menores, a 14,87 graus para os pilares de hexágonos maiores. A ocorrência da soltura do parafuso variou de 134.000 a 9,3 milhões de ciclos. Esse estudo indica que existe uma correlação direta entre a desadaptação do hexágono e o afrouxamento do parafuso do pilar protético. Quanto maior a liberdade rotacional, maior a probabilidade de soltura do parafuso de fixação do pilares.

Outra pesquisa (RIBEIRO, 2006) avaliou a influência das

diversas fases laboratoriais sobre a liberdade rotacional e, ainda, a realização de uma análise comparativa entre implantes de hexágono interno e hexágono externo. Foram utilizados pilares do tipo UCLA com cinta metálica em cromo-cobalto e os grupos foram divididos em: grupo A (implante de hexágono interno unido a um pilar de hexágono interno) e grupo B (implante de hexágono externo unido a um pilar de hexágono externo). Foi realizada a avaliação da liberdade rotacional em três fases: estágio inicial, após a fundição em liga de cromo-cobalto e, finalmente, após a aplicação da porcelana OMEGA 900. No hexágono externo, os valores da liberdade rotacional em graus não variaram significativamente entre os períodos (com médias de 3,333º antes da fundição, de 3,089º após a fundição e de 3,044º após a aplicação da porcelana). Já no hexágono interno, os valores em graus aumentaram significativamente após a aplicação da porcelana. Os resultados deste estudo sugerem que a interface do implante de hexágono interno com o pilar protético com hexágono interno apresentou uma maior liberdade rotacional quando comparada com a interface do implante de hexágono externo com o pilar protético com hexágono externo, sendo ainda que apenas essa foi influenciada pelo procedimento laboratorial de aplicação da porcelana.

A aplicação da pré-carga aos parafusos dos pilares protéticos tem sido o principal meio de prevenção de afrouxamento dos parafusos. No entanto, essa medida não foi capaz de eliminar tal inconveniente. Uma simulação pelo método de elementos finitos foi utilizada, por VERSLUIS, KORIOTH e CARDOSO (1999), para investigar a influência do mecanismo das arruelas instaladas em um sistema de implantes durante o afrouxamento dos parafusos. A análise de elementos finitos constitui-se das seguintes etapas: criação de modelos geométricos; atribuição das propriedades dos materiais; aplicação de pré-cargas; cálculo de tensões de contato e deformações e processamento dos resultados. Uma secção transversal de um implante foi digitalizada utilizando um *software*. O sistema consistia de um implante de titânio, um pilar protético de titânio, um parafuso de titânio do pilar protético, uma infraestrutura metálica de ouro e um parafuso de retenção de ouro. Duas variações na criação dos modelos geométricos foram criadas: implantes sem arruelas e implantes com uma arruela colocada entre o parafuso de retenção de ouro e a infraestrutura metálica de ouro. As arruelas podem ter muitas formas e ser confeccionadas de diversos materiais. Nesse estudo receberam, arbitrariamente, as propriedades do alumínio. A análise do contato entre os componentes permitiu verificar a transferência de cargas e deformações entre os

diferentes componentes. O parafuso recebeu pré-carga máxima de 350 N, que foi sendo diminuída gradualmente até o afrouxamento do parafuso. A simulação indicou que a instalação da arruela entre o parafuso de ouro e a infraestrutura metálica pode aumentar significativamente a tolerância do parafuso contra o afrouxamento. Portanto, a adição de uma arruela personalizada para um sistema de implantes oferece uma solução muito simples e barata para o afrouxamento do parafuso.

Dois anos depois, em um trabalho *in vitro*, os mesmos autores do trabalho anterior (KORIOTH, CARDOSO e VERSLUIS, 2001) investigaram a rotação nos parafusos dos pilares protéticos necessária para o afrouxamento, em quatro situações experimentais. Para a execução do experimento, fixaram dois implantes de 8,5 mm de comprimento em resina acrílica. O espaço entre os implantes aproximou-se da largura mesiodistal de um pré-molar inferior. Dois pilares protéticos foram instalados aos implantes por meio de parafusos, aos quais foram aplicados 20 N/cm de torque. Uma prótese parcial fixa posterior foi fundida e instalada sobre os pilares, sendo que a passividade foi confirmada através do exame visual e táctil. Parafusos de ouro foram utilizados e um torque de 10N/cm foi aplicado com uma peça de mão específica para apertar os parafusos das próteses sobre os implantes. Um minissensor de carga foi anexado à peça de mão para medir com precisão o tempo e o torque aplicado. A rotação para o afrouxamento dos parafusos foi calculada nas seguintes situações: onde foram colocadas arruelas entre os parafusos e as próteses em ambos os implantes, somente no implante mesial, somente no distal, e sem arruelas em ambos os implantes. Sempre que foram utilizadas arruelas, houve um aumento significativo na rotação necessária para o afrouxamento dos parafusos, comparado com a rotação dos parafusos onde não foram colocadas arruelas nos implantes mesial e distal, atingindo valor de rotação necessário para o afrouxamento até 35% maior nos parafusos com arruelas.

Diferentes torques nos parafusos de retenção foram avaliados por VASCONCELLOS, BOTTINO, NISHIOKA et al. (2005) em relação à influência na desadaptação marginal de próteses sobre implantes. Um modelo de resina acrílica foi fabricado com dois implantes de hexágono externo fixados na região dos elementos 33 e 43, com uma distância de 22 milímetros entre os centros dos implantes. Esse modelo serviu para mensurar a desadaptação marginal. Os pilares protéticos foram conectados aos implantes por meio de parafusos nos quais foram aplicados torque de 20N/cm. Foi realizada a moldagem de transferência

dos implantes e confeccionado um modelo de trabalho. Foram enceradas as próteses fixas sobre os implantes e os enceramentos foram fundidos com liga de níquel-cromo. Nove infraestruturas metálicas de próteses implantossuportadas de seis elementos (2 retentores e 4 pônticos) foram expostas a seis ciclos de queima, simulando a queima da porcelana (duas queimas do opaco, três queimas do corpo e uma queima do verniz). Entretanto, a porcelana não foi aplicada. As infraestruturas foram posicionadas sobre os pilares do modelo de resina acrílica por meio de parafusos de titânio, sempre pelo mesmo investigador. A mensuração da desadaptação marginal foi realizada com auxílio de microscópio óptico, nos seguintes momentos: momento 1 – aperto com chave manual até a primeira resistência do parafuso; momento 2 – aperto utilizando torquímetro mecânico com 10N/cm; e momento 3 – aperto utilizando torquímetro mecânico com 20N/cm. A utilização de torquímetros mecânicos, independentemente do valor de torque, determinou redução significativa na abertura marginal. A desadaptação média na interface conexão/prótese no momento 1 foi de 41,56 μm (DP ± 12,45 μm). A utilização do torquímetro com torque de 10N/cm (momento 2) reduziu 52% dessa fenda marginal, para uma média de desadaptação de 19,71 μm (DP ± 2,97 μm); enquanto o torquímetro utilizado com torque de 20N/cm (momento 3) reduziu 69% da desadaptação marginal, para uma média de 12,82 μm (DP ± 4,0 μm). Não foi observada diferença estatisticamente significativa comparando-se as médias dos momentos 2 e 3. A força de aperto dos parafusos de retenção de próteses implantossuportadas tem importante efeito na mensuração da desadaptação marginal, uma vez que pode modificar consideravelmente as aberturas na interface conexão/prótese.

O grau de microinfiltração na interface do implante com o pilar protético para cimentação, de cinco sistemas de implantes, foi avaliado (GROSS, ABRAMOVICH e WEISS, 1999) comparativamente com torques de 10 N/cm, 20 N/cm e o torque recomendado pelo fabricante de cada sistema. Os sistemas estudados foram o Nobel Biocare (hexágono externo), Sulzer Calcitek (Spline), 3i (hexágono externo), ITI (*cone morse*) e Steri-Oss (hexágono externo). A parte apical de cada implante foi seccionada com brocas de tungstênio e diamantadas, e um canal foi confeccionado até a base da câmara do parafuso do pilar protético. Os implantes e os pilares foram colocados em um mensurador de torque e os torques de 10 N/cm, 20 N/cm ou o recomendado pelo fabricante foram aplicados por 5 segundos. Os implantes foram inseridos em tubos de silicone com pressão controlada e preenchidos por corante de baixo peso molecular. A passagem de fluido na interface entre o pilar e o

implante foi analisada por meio da espectrofotometria, realizada após 5, 20 e 80 minutos do contato das amostras com o corante. As microinfiltrações ocorreram em todos os sistemas, com a variabilidade entre os sistemas, as amostras, os torques e os tempos. Um aumento gradual na microinfiltração ocorreu ao longo do tempo, em todas as amostras. As amostras Steri-Oss tiveram médias consideravelmente maiores com torques de 10 N/cm e 20 N/cm, comparadas com as dos outros quatro sistemas. A microinfiltração diminuiu significativamente quando o torque passou de 10 N/cm para 20 N/cm e, posteriormente, para o torque recomendado pelos fabricantes. Quando os torques recomendados pelos fabricantes foram aplicados, ocorreram diferenças significativas somente na análise feita aos 20 minutos, sendo que a microinfiltração das amostras ITI pareciam ser maiores do que nos outros quatro sistemas. Aos 5 e 80 minutos, as diferenças de microinfiltração entre os sistemas não foram significativas. Portanto, os resultados mostraram que os fluidos e as pequenas moléculas podem passar pelas interfaces de todos os implantes com os pilares protéticos das amostras estudadas. Provavelmente, fluidos contendo derivados de bactérias e nutrientes necessários para o crescimento bacteriano possam passar pela interface entre o implante e o pilar protético, contribuindo, em parte, com o mau cheiro clinicamente encontrado e com a peri-implantite.

Em um estudo *in vitro*, NASCIMENTO, PEDRAZZI, MIANI et al. (2009) investigaram a influência de repetidos ciclos de torque e destorque no parafuso do pilar protético na microinfiltração de *Streptococcus mutans* na interface entre os implantes e os pilares protéticos pré-fabricados. Vinte pilares pré-fabricados com uma manga de plástico foram fundidos e instalados nos implantes utilizando parafusos de titânio. Os parafusos dos pilares foram apertados utilizando torquímetro manual com torque de 32 N/cm no grupo 1 (n=10, controle). No grupo 2 (n=10) os parafusos foram apertados com 32 N/cm de torque e, posteriormente, aplicou-se o destorque e reapertou-se com o mesmo torque duas vezes. O acesso ao parafuso do pilar foi vedado com guta-percha e cianoacrilato em todas as amostras. As amostras foram completamente imersas por 30 segundos em 5 ml de caldo estéril de *tryptic soy broth* para avaliar a ocorrência de contaminação externa. As amostras que promoveram turvação do caldo indicativo de colonização bacteriana foram excluídas do estudo. Posteriormente, as amostras foram imersas em 5 ml de caldo *tryptic soy broth* inoculado com *Streptococcus mutans* e incubadas a 35ºC por 14 dias. Após esse período, a contaminação das roscas internas dos

implantes foi avaliada por meio do método de verificação do DNA. Os microrganismos foram encontrados nas superfícies internas de ambos os grupos avaliados, sendo três amostras do grupo 1 e sete amostras do grupo 2. No entanto, a contagem bacteriana no grupo 2 foi significativamente maior do que no grupo 1. Esses resultados sugerem que a infiltração bacteriana na interface entre os implantes e os pilares protéticos ocorre mesmo sem a aplicação de carga, e em maior intensidade quando o parafuso do pilar protético é apertado e solto repetidamente.

Em 2008, THEOHARIDOU, PETRIDIS, TZANNAS et al. realizaram uma pesquisa de revisão bibliográfica de 1990 a 2006, conduzida por dois revisores, utilizando duas bases de dados eletrônicas. Foram selecionados 27 estudos sobre a incidência de afrouxamento do parafuso dos pilares de próteses unitárias sobre implantes de diversos sistemas de implantes com diferentes geometrias e conexões, sendo 12 estudos sobre hexágono externo e 15 sobre hexágono interno. Foram avaliados, nesses estudos, 2.038 pacientes com idades entre 13 e 90 anos. Os trabalhos sobre hexágono externo eram compostos de 586 implantes, com um tempo médio de acompanhamento variando entre 3 e 5 anos, estimando um percentual de ausência de complicações de 97,3%. Os trabalhos sobre hexágono interno eram compostos de 1.113 implantes, com um tempo médio de acompanhamento variando entre 3 e 10 anos, estimando um percentual de ausência de complicações de 97,6%. Os resultados dessa pesquisa mostraram que o afrouxamento dos parafusos dos pilares é um evento raro em próteses unitárias sobre implantes, independentemente da geometria de união entre o pilar e o implante, desde que os pilares possuam características antirrotacionais e que o torque seja adequado.

No mesmo ano, JUNG, PJETURSSON, GLAUSER et al. (2008) realizaram uma revisão sistemática em que foi investigada a sobrevida de cinco anos de próteses unitárias sobre implantes. Foi descrita a incidência de complicações técnicas e biológicas. Uma pesquisa na base de dados MEDLINE foi realizada para identificar os estudos prospectivos e retrospectivos de próteses unitárias sobre implantes com uma média de tempo de, no mínimo, 5 anos de instalação. Os fracassos e as taxas de complicações foram analisados estatisticamente. A partir de 3.601 artigos, foram selecionados apenas 26 estudos. Na metanálise desses estudos, a sobrevida dos implantes com próteses unitárias foi de 96,8% após 5 anos. A taxa de sobrevida das próteses unitárias sobre implantes foi de 94,5% após 5 anos da instalação. A taxa de sobrevida de coroas metalocerâmicas foi de 95,4%, significativamente superior à

taxa de sobrevida das próteses cerâmicas, que foi de 91,2%. A peri-implantite e as injúrias dos tecidos moles ocorreram em 9,7% das regiões correspondentes às próteses unitárias sobre implantes, e 6,3% dos implantes apresentaram perda óssea superior a 2 milímetros durante o período de 5 anos. A incidência das fraturas dos implantes foi de 0,14%. A incidência de afrouxamento do parafuso do pilar protético foi de 12,7% e a de fratura do parafuso ou do pilar foi de 0,35%. A fratura da porcelana ocorreu em 4,5% das próteses. Os autores concluíram que, após um período de observação de 5 anos, altas taxas de sobrevida dos implantes e das próteses unitárias sobre implantes podem ser esperadas. No entanto, problemas técnicos e biológicos são frequentes.

4 MATERIAL E MÉTODO

4.1 Material

Foram utilizados 40 implantes de hexágono externo de 3,75 mm de diâmetro e 10 mm de comprimento (Parafuso cortical de titânio Master Screw 3,75 x 10,0 – Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo, Brasil) (Figura 1), 40 parafusos de titânio com encaixe para chave quadrada (Parafuso Ucla Quadrado MS3,75/4,0 – Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo, Brasil) (Figura 2) e 40 pilares personalizáveis (Pilar Preparo AR 5,0 x 1,0 Hex. Ext. 3,75/4,0 – Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo, Brasil) (Figura 3).

Figura 1: Implante Master Screw 3,75 X 10 mm (Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo, Brasil).

Figura 2: Parafuso Ucla Quadrado MS3,75/4,0 (Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo, Brasil).

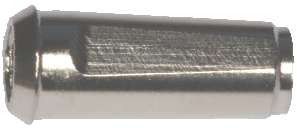

Figura 3: Pilar Preparo AR 5,0 x 1,0 Hex. 3,75/4,0 (Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo, Brasil).

4.2 Instalação dos pilares aos implantes

Em cada um dos 40 implantes foi fixado, por meio do parafuso de titânio, um pilar personalizável (Figura 4), com chave digital (Chave digital quadrado 1,27 mm média. Conexão Sistema de Prótese - São Paulo, Brasil) (Figura 5), até ser encontrada resistência. Entretanto, o torque não foi aplicado com a chave digital.

Figura 4: Pilar de preparo instalado sobre o implante por meio do parafuso de titânio.

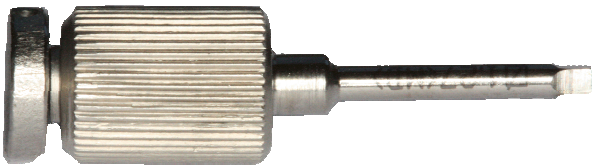

Figura 5: Chave Digital Quadrado 1.27 Média (Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo, Brasil).

4.3 Armazenamento dos implantes

Os implantes, montados com seus respectivos pilares de preparo e parafusos, foram armazenados em dois recipientes plásticos, que possuíam 20 divisões cada. Cada conjunto implante/pilar de preparo/parafuso foi colocado individualmente em uma dessas divisões. Além disso, as divisões foram numeradas e etiquetadas de 1 a 40. Os pilares de preparo também receberam etiquetas e foram numerados de 1 a 40, permitindo dessa maneira, a identificação de cada conjunto implante/pilar/parafuso, no caso do armazenamento acidental incorreto (Figura 6).

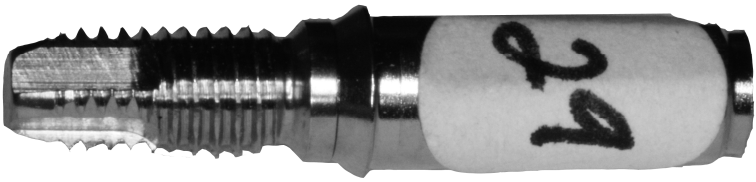

Figura 6: Conjunto implante/parafuso/pilar de preparo identificado.

4.4 Divisão dos grupos

Os implantes foram divididos em 4 grupos com 10 implantes cada, nos quais os parafusos dos pilares receberam diferentes torques:

- GRUPO 1 (implantes números 1 a 10): 30 N/cm aplicado instantaneamente
- GRUPO 2 (implantes números 11 a 20): 30 N/cm mantido por 10 segundos
- GRUPO 3 (implantes números 21 a 30): 30 N/cm mantido por 20 segundos
- GRUPO 4 (implantes números 31 a 40): 30 N/cm mantido por 30 segundos

4.5 Instalação do mensurador de torque à base de fixação

Foi utilizado um mensurador digital de torque (Universal Indicator AFTI – Mecmesin – Horsham, Reino Unido) (Figura 7) e, para sua correta utilização, foi confeccionada, exclusivamente para essa pesquisa, uma base de fixação (Figura 8) na qual o mensurador de torque digital foi instalado, permitindo o correto alinhamento dos componentes que receberam o torque (Figura 9).

Figura 7: Mensurador de torque digital.

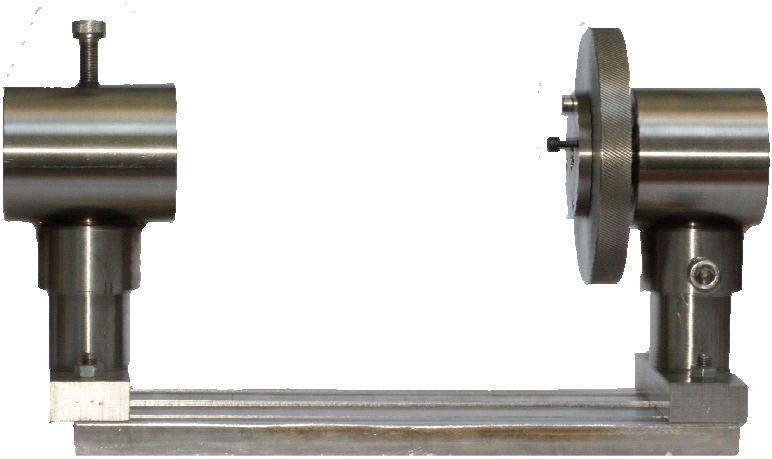

Figura 8: Base de fixação do mensurador de torque.

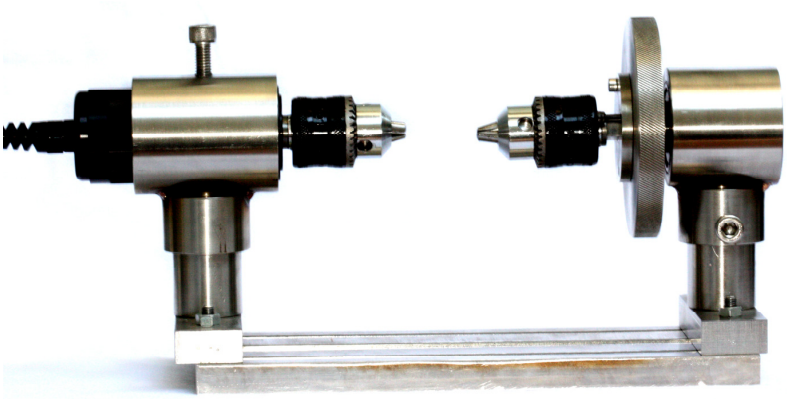

Figura 9: Base de fixação com o mensurador de torque digital instalado.

4.6 Fixação dos implantes ao mensurador de torque

Os implantes foram fixados individualmente no mandril do mensurador digital para aplicação do torque. Para padronizar, todos os implantes ficaram com a plataforma encostada ao mandril do mensurador (Figura 10).

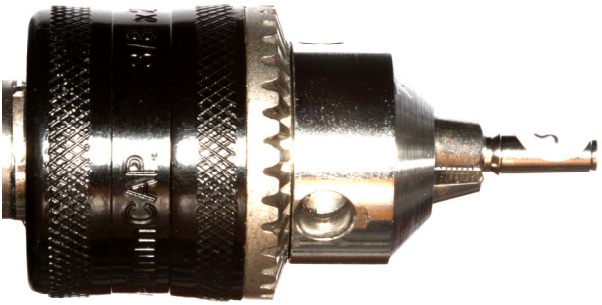

Figura 10: Implante fixado ao mandril do mensurador de torque.

4.7 Adaptação do torquímetro manual ao mensurador de torque digital

No torquímetro manual (Chave-catraca com referenciador de torque – Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo, Brasil) (Figura 11),

foi inserida uma chave quadrada modificada (Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo, Brasil), diferindo da chave convencional apenas por possuir uma haste de 2 cm de comprimento por 2 mm de diâmetro em uma de suas extremidades (Figura 12). Essa extremidade foi acoplada ao outro mandril do mensurador de torque digital (Figura 13), que tinha como função apenas posicionar a chave no mesmo eixo de rotação do conjunto implante/pilar de preparo/parafuso. Portanto, esse mandril deixou a chave livre, apenas guiando o movimento durante o torque (Figura 14).

Figura 11: Chave-catraca com referenciador de torque (Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo, Brasil).

Figura 12: Chave quadrada média modificada (Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo, Brasil).

Figura 13: Chave quadrada modificada inserida no torquímetro manual, com a extremidade acoplada ao mandril de alinhamento do mensurador de torque digital.

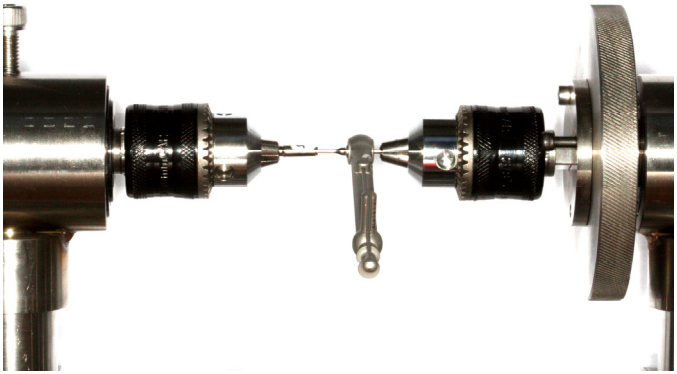

Figura 14: Torquímetro manual e chave quadrada modificada posicionados no mensurador de torque digital.

4.8 Aplicação do torque

Por meio da haste do torquímetro manual (Chave-catraca com referenciador de torque – Conexão Sistemas de Prótese - São Paulo, Brasil), da mesma maneira que o torque é aplicado clinicamente, foi aplicado o torque de 30 N/cm pelo respectivo tempo de cada grupo (Figura 15), conforme descrito anteriormente.

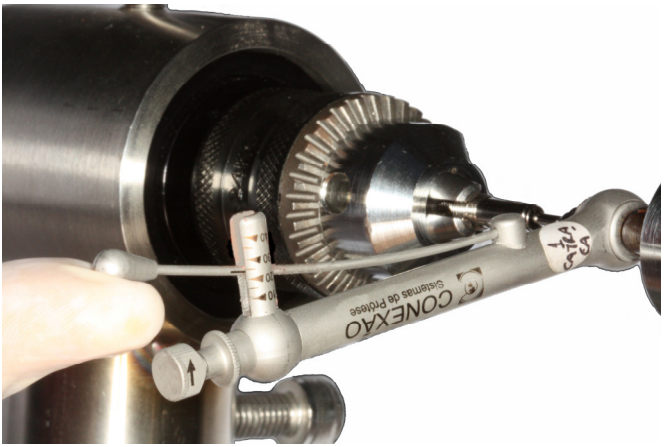

Figura 15: Aplicação do torque de 30 N/cm pela haste do torquímetro manual.

4.9 Controle do torque aplicado

À medida que o torque era aplicado, o mesmo era controlado pelo mensurador de torque digital, que possuía um visor que registrava, precisa e instantaneamente, o torque aplicado (Figura 16), de maneira que qualquer oscilação que o torque sofresse era corrigida imediatamente, de modo que ficasse o mais próximo dos 30,0 N/cm (valor recomendado pelo fabricante para esse parafuso).

Figura 16: Visor do mensurador de torque digital ilustrando o controle do torque, onde o valor de 30.4 N/cm representa o maior torque aplicado e 30.0 N/cm representa o torque momentâneo.

4.10 Aplicação do destorque

Passados dez minutos após a aplicação do torque e tempo de aplicação proposto em cada grupo, cronometrado por meio de um cronômetro digital, o torquímetro manual foi ajustado para a aplicação do destorque, que foi aplicado com os mesmos dispositivos utilizados para aplicação do torque (Figura 17).

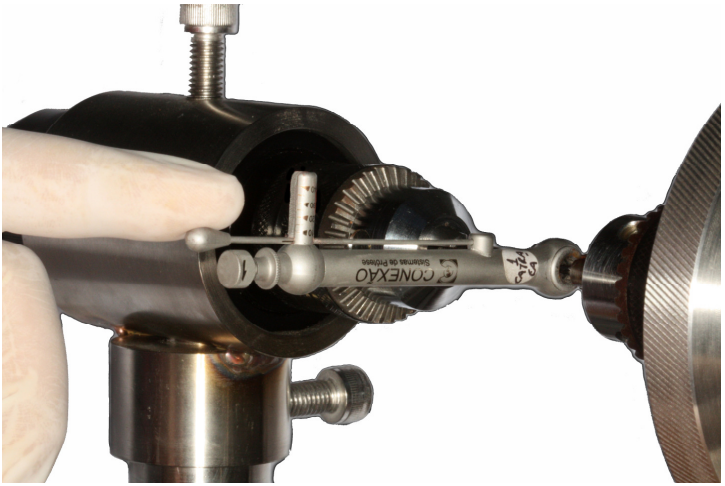

Figura 17: Aplicação do destorque pela haste do torquímetro manual.

4.11 Registro do destorque

O valor do destorque máximo era registrado imediatamente no visor do mensurador de torque digital (Figura 18) e anotado em uma tabela.

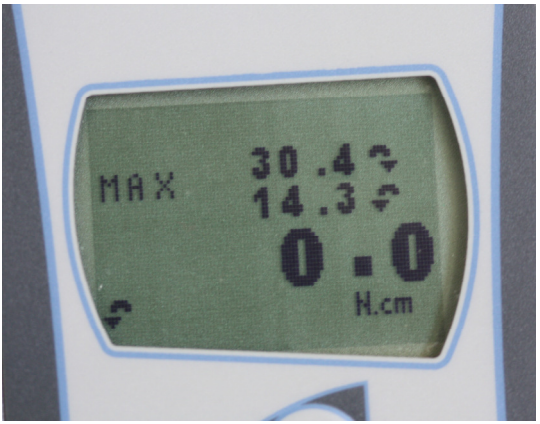

Figura 18: Visor do mensurador de torque digital ilustrando o destorque de 14.3 N/cm, representando o valor máximo do destorque necessário para o afrouxamento do parafuso. O valor de 30.4 N/cm representa o maior torque aplicado e 0.0 N/cm representa que não está sendo aplicado torque no momento.

4.12 Repetições

O experimento foi repetido dez vezes em todos os implantes de cada grupo. Os valores dos destorques foram armazenados em quatro quadros, utilizando um programa de computador (Microsoft Office Excel 2007), conforme o grupo ao qual as amostras pertenciam.

4.13 Análise estatística

4.13.1 Delineamento experimetal

As variáveis experimentais, ou fatores em estudo, foram os tempos de manutenção de torque das amostras dos grupos 1, 2, 3 e 4. A variável resposta foi o valor de destorque. A unidade experimental foi o conjunto implante/pilar personalizável/parafuso de titânio do pilar personalizável. Os corpos-de-prova foram designados aleatoriamente aos procedimentos.

4.13.2 Análise estatística descritiva e inferencial

Foram obtidos quatrocentos dados, os quais foram submetidos à análise estatística por meio de programas computacionais: Excell e Statistica 5.5 (Statsoft Inc., 1999, Tulsa, OK, EUA).

A estatística descritiva consistiu no cálculo de médias e desvios-padrão dos grupos 1, 2, 3 e 4. A estatística inferencial consistiu no teste de Análise de Variância (ANOVA). Comparações entre os valores médios do destorque referentes aos grupos 1, 2, 3 e 4 foram realizados por meio do teste HSD TUKEY.

Para ilustrar a média dos destorques de cada grupo em relação ao torque aplicado, foi calculada a porcentagem da diferença entre o valor do torque aplicado e o destorque necessário para afrouxamento do parafuso, essa diferença foi denominada torque perdido.

5 RESULTADOS

Após a realização da etapa laboratorial, os valores originais do destorque gerados após a aplicação do torque de 30 N/cm de maneira convencional (grupo 1), aplicação do torque de 30 N/cm por 10 segundos (grupo 2), aplicação do torque de 30 N/cm por 20 segundos (grupo 3) e aplicação do torque de 30 N/cm por 30 segundos (grupo 4), registrados pelo mensurador de torque digital, encontram-se nos quadros 1, 2, 3 e 4, respectivamente.

	GRUPO 1 - 30 N/cm									
	REPETIÇÕES									
	IMPLANTE	1ª	2 ª	3 ª	4 ª	5 ª	6 ª	7 ª	8 ª	9 ª	10 ª
DESTORQUE	1	22,1	24,4	17,2	6,2	6,8	7,5	25,3	14,5	6,2	12,2
DESTORQUE	2	19,5	21,5	8,8	7,0	7,6	10,6	6,0	12,0	8,1	14,3
DESTORQUE	3	24,4	14,0	13,0	5,0	3,7	20,9	14,4	18,4	4,2	2,8
DESTORQUE	4	7,7	15,4	15,2	10,3	5,0	4,5	15,3	9,1	9,5	12,1
DESTORQUE	5	6,2	13,6	16,9	9,9	14,0	7,2	3,4	8,0	6,0	8,1
DESTORQUE	6	14,4	17,5	17,1	6,3	11,3	6,0	22,1	12,2	15,7	13,9
DESTORQUE	7	11,1	5,8	7,8	13,3	15,1	11,2	16,0	11,9	5,3	12,3
DESTORQUE	8	13,6	7,9	7,2	3,5	8,1	6,4	17,8	18,3	15,1	14,3
DESTORQUE	9	5,2	15,9	11,9	15,7	7,9	8,2	6,1	19,0	13,7	10,7
DESTORQUE	10	16,8	7,8	8,9	6,2	14,8	7,0	8,5	14,3	17,5	14,4

Quadro 1: Valores do destorque do grupo 1, que possuía os implantes com numeração de 1 a 10, da primeira à décima repetição.

	Grupo 2 - 30N/cm - 10 segundos										
	REPETIÇÕES										
	IMPLANTE	1 ª	2 ª	3 ª	4 ª	5 ª	6 ª	7 ª	8 ª	9 ª	10 ª
DESTORQUE	11	15,1	19,4	21,8	12,8	18,2	10,0	15,5	13,7	20,5	11,4
DESTORQUE	12	24,1	21,7	20,0	19,0	25,3	17,5	21,1	10,9	17,6	23,8
DESTORQUE	13	24,8	15,2	19,0	19,9	20,9	14,3	18,9	13,4	22,0	13,9
DESTORQUE	14	18,5	12,8	11,0	20,3	19,7	18,5	7,6	20,6	22,3	9,7
DESTORQUE	15	22,3	21,7	20,6	20,2	17,8	21,6	22,7	16,3	16,3	21,9
DESTORQUE	16	16,6	21,7	22,1	19,8	20,6	21,1	21,8	21,8	23,0	22,5
DESTORQUE	17	20,8	13,7	22,1	17,8	18,4	19,0	21,8	16,1	21,8	15,0
DESTORQUE	18	22,6	9,2	21,8	20,1	21,1	22,5	23,2	11,0	22,7	22,1
DESTORQUE	19	12,9	23,0	22,0	11,2	17,6	16,1	22,1	19,2	24,0	17,6
DESTORQUE	20	22,9	13,6	9.7	20,6	21,7	14,9	22,3	10,0	15,4	21,0

Quadro 2: Valores do destorque do grupo 2, que possuía os implantes com numeração de 11 a 20, da primeira à décima repetição.

	GRUPO 3 - 30N/cm - 20 segundos										
		REPETIÇÕES									
	IMPLANTE	1ª	2ª	3ª	4ª	5ª	6ª	7ª	8ª	9ª	10ª
DESTORQUE	21	22,9	22,5	20,9	24,2	22,7	24,7	22,0	21,2	21,6	24,5
DESTORQUE	22	22,4	28,7	13,3	17,8	24,1	23,1	19,2	19,2	22,4	22,3
DESTORQUE	23	20,9	22,9	25,3	22,0	22,2	16,5	20,3	18,3	21,6	22,0
DESTORQUE	24	26,4	18,7	15,2	23,9	22,9	20,6	23,3	22,5	21,6	16,0
DESTORQUE	25	22,1	17,5	26,7	20,3	25,4	18,5	13,9	16,7	22,7	22,6
DESTORQUE	26	24,4	25,3	21,8	26,1	19,2	23,7	22,6	25,3	21,3	24,0
DESTORQUE	27	26,2	21,3	25,2	15,8	25,4	19,9	19,1	18,7	21,1	22,3
DESTORQUE	28	21,1	23,0	26,7	16,8	23,3	20,9	23,7	24,0	17,5	19,7
DESTORQUE	29	23,6	28,2	23,2	20,4	17,8	18,4	20,3	17,8	21,4	12,8
DESTORQUE	30	25,6	21,5	23,9	24,1	19,0	17,8	23,8	23,7	19,0	24,8

Quadro 3: Valores do destorque do grupo 3, que possuía os implantes com numeração de 21 a 30, da primeira à décima repetição.

	GRUPO 4 - 30N/cm - 30 segundos										
		REPETIÇÕES									
	IMPLANTE	1ª	2ª	3ª	4ª	5ª	6ª	7ª	8ª	9ª	10ª
DESTORQUE	31	25,1	27,1	26,5	22,7	17,5	17,1	28,1	24,6	19,6	18,8
DESTORQUE	32	23,0	23,0	20,9	19,6	22,9	23,7	21,6	19,8	24,8	16,8
DESTORQUE	33	27,1	22,2	16,2	23,7	21,1	16,7	21,4	18,5	19,2	22,0
DESTORQUE	34	18,5	20,4	25,0	25,9	16,3	26,5	26,8	19,5	22,7	24,6
DESTORQUE	35	18,7	16,6	19,1	12,1	20,9	23,7	22,1	20,3	20,5	22,2
DESTORQUE	36	24,0	26,7	23,6	25,7	25,3	22,2	26,5	20,6	23,0	25,0
DESTORQUE	37	23,7	19,9	19,6	21,4	18,9	27,3	25,9	15,7	22,9	19,6
DESTORQUE	38	28,3	26,5	19,8	22,7	17,3	22,8	22,3	17,4	22,6	22,4
DESTORQUE	39	14,4	17,9	16,6	20,2	20,6	18,2	19,5	23,0	23,0	18,8
DESTORQUE	40	19,8	15,1	24,1	24,4	20,2	14,3	24,3	15,2	22,9	21,7

Quadro 4: Valores do destorque do grupo 4, que possuía os implantes com numeração de 31 a 40, da primeira à décima repetição.

A média do destorque e o desvio-padrão de todos os grupos foram calculados e estão apresentados na tabela 1.

Tabela 1: Valores da média de destorque e do desvio-padrão dos grupos 1, 2, 3 e 4.

GRUPO	MÉDIA (N/cm)	DESVIO-PADRÃO
1	11,61	1,43
2	18,64	1,71
3	21,62	0,97
4	21,47	1,55

Os resultados do teste ANOVA para os quatro grupos experimentais testados indicou existir diferenças significativas entre os grupos, e estão apresentados na tabela 2.

Tabela 2: Resultados do teste ANOVA para os quatro grupos experimentais testados (SQ = soma dos quadrados, GL = grau de liberdade, QM = quadrado médio, F = variabilidade).

	SQ	GL	QM	F
Entre grupos	855,48	3	285,16	167,07 (p<0,0001)
Dentro de grupos	61,44	36	1,707	

Os resultados das comparações individuais dos valores de destorque dos quatro grupos, com diferentes tempos de manutenção de torque, realizadas pelo teste HSD de Tukey, apontaram diferença estatisticamente significante entre todos os grupos, exceto entre os grupos 3 e 4, onde ocorreu equivalência estatística, conforme o gráfico 1.

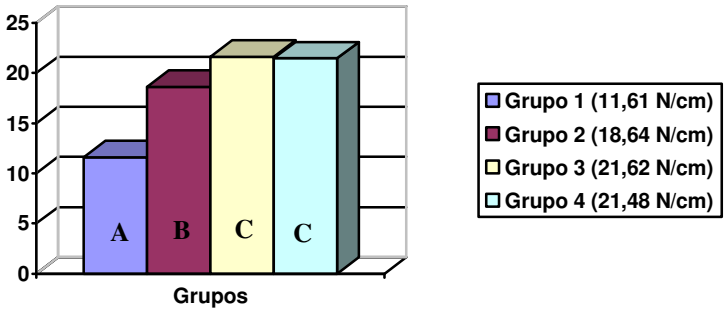

Gráfico 1: Comparações individuais - teste HSD de Tukey (p<0,001)
Letras diferentes representam grupos com diferenças estatísticas significantes.

A porcentagem da diferença entre o valor do torque aplicado e o destorque necessário para afrouxamento do parafuso, denominada de torque perdido, foi de 61,3% no grupo 1; 37,9% no grupo 2; 27,9% no grupo 3 e 28,4% no grupo 4, conforme o gráfico 2.

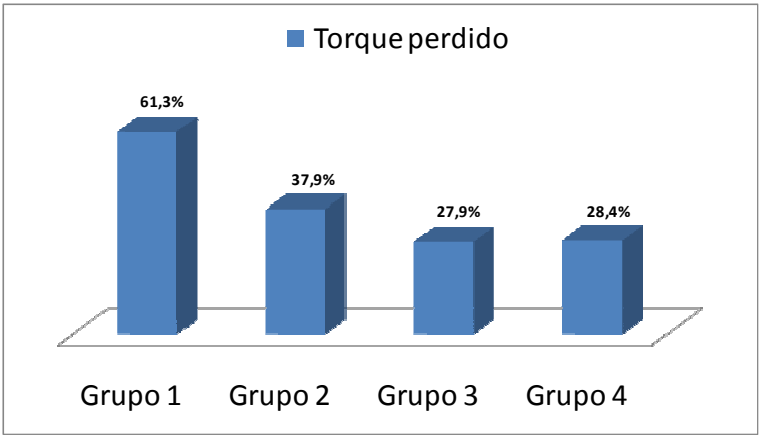

Gráfico 2: Porcentagem do torque perdido dos grupos 1, 2, 3 e 4.

6 DISCUSSÃO

A literatura apresenta com frequência estudos relacionados a possíveis causas que possam levar o tratamento com implantes ao fracasso. Apesar dos excelentes índices de sucesso em reabilitações com implantes osseointegrados, falhas têm sido descritas e relacionadas às técnicas cirúrgicas, aos fatores mecânicos e microbiológicos, frequentemente atuando de forma associada (PIATTELLI, SCARANO, PAOLANTONIO et al., 2001; QUIRYNEN, SOETE e VAN STEENBERGHE, 2002; COVANI, MARCONCINI, CRESPI et al., 2006).

A adaptação passiva em prótese sobre implantes foi definida como fundamental para a osseointegração (BRANEMARK, 1983), embora atualmente o verdadeiro significado do termo adaptação passiva venha sendo questionado. Segundo outro autor (CARLSSON, 1994), a adaptação passiva ocorre quando a prótese é conectada sem que tensões sejam geradas no sistema. Entretanto, a análise da literatura mostra que, frente aos conhecimentos biológicos e tecnológicos atuais, é impossível obter uma prótese totalmente passiva (WEE, AQUILINO e SCHNEIDER, 1999; TAYLOR, AGAR e VOGIATZI, 2000; BINON, 2000; SAHIN e CEHRELI, 2001). Embora as próteses sem passividade não causem o fracasso dos implantes, elas promovem uma distribuição de tensões ao redor do osso cortical que pode ser um fator causador de perda óssea marginal. Além disso, a ausência de passividade pode causar complicações mecânicas, as quais podem, dependendo da sua magnitude, determinar instabilidade significativa e consequente afrouxamento de parafusos e fratura por fadiga dos componentes protéticos (ADELL et al., 1981; BURGUETE, JOHNS, KING et al., 1994; KALLUS e BESSING, 1994; GUICHET et al., 2000; RICCI, AIMETTI, STABLUM et al., 2004; KARL, WINTER, TAYLOR et al., 2004).

A importância do torque ideal empregado no parafuso do pilar protético deve ser levada em consideração, visto que pode interferir no tamanho do microespaço da interface entre o pilar e o implante (GROSS, ABRAMOVICH e WEISS, 1999; WEISS, KOZAK e GROSS, 2000). Um estudo (GROSS, ABRAMOVICH e WEISS, 1999) que investigou a infiltração de corante na interface entre o pilar protético e o implante, de cinco sistemas de implantes disponíveis no mercado,

variando o torque (10, 20 N/cm e o recomendado pelo fabricante), observou que a microinfiltração diminuiu, significativamente, com o aumento do torque em todos os sistemas. Os autores sugeriram que subprodutos bacterianos e nutrientes necessários para o crescimento bacteriano podem passar por esse espaço, contribuindo para o mau odor e para o desenvolvimento de doenças peri-implantares, causando consequentemente a perda óssea marginal.

Outros pesquisadores (VASCONCELLOS, BOTTINO, NISHIOKA, 2005) mostraram que o uso de torquímetros, mesmo com o menor torque disponível (10 N/cm), reduz consideravelmente o microespaço do desajuste vertical na interface do pilar protético com a infraestrutura metálica.

Acredita-se que o afrouxamento dos parafusos protéticos aconteçam em decorrência de muitos fatores, como a precisão de adaptação entre os componentes, o grau de micromovimentação entre os componentes (STEINEBRUNNER, WOLFART, BOSSMANN et al., 2005) e as forças de torque usadas para conectá-los (GROSS, ABRAMOVICH e WEISS, 1999).

A liberdade rotacional entre a interface do implante com o pilar protético é um fator significativo a ser considerado no afrouxamento do parafuso. Foi sugerido que a precisão da adaptação entre os dois hexágonos deve permitir uma movimentação menor do que cinco graus para se obter uma conexão parafusada estável (LANG, WANG e MAY, 2002).

A busca por soluções para o problema de afrouxamento do parafuso de fixação do pilar protético e suas consequências clínicas tem levado a diversas linhas de pesquisa (KHRAISA, STEGAROIU, NOMURA et al., 2002), incentivando a investigação do tratamento das superfícies dos parafusos protéticos a fim de se otimizar a pré-carga (MARTIN, WOODY, MILLER et al., 2001), assim como o estudo de outras formas de conexão entre os implantes e os pilares protéticos (KHRAISA, STEGAROIU, NOMURA et al., 2002).

Uma redução nos valores da pré-carga é esperada nos primeiros segundos após a aplicação do torque, em razão da deformação das superfícies de contato entre os implantes e os componentes protéticos e nas roscas do parafuso do pilar protético (BREEDING, DIXON, NELSON et al., 1993). Um estudo (CANTWELL e HOBKIRK, 2004) mostrou que a perda média da pré-carga após 15 horas da aplicação do torque é de 24,9%. Entretanto, 29,5% da perda total da pré-carga durante 15 horas ocorreram nos primeiros 2 segundos, e 40,2%

ocorreram nos primeiros 10 segundos. Após 15 horas, a perda da pré-carga ainda ocorre, embora de maneira muito lenta.

A força de pré-carga ideal recomendada para um parafuso produz um nível de estresse que está entre 60% e 75% do módulo de elasticidade do material com que o parafuso é confeccionado (HAACK, SAKAGUCHI, SUN et al., 1995; MC GLUMPHY, MENDEL e HOLLOWAY, 1998). O torque acima dos valores recomendados pelos fabricantes, com o objetivo de minimizar os problemas relativos ao afrouxamento dos parafusos, não é recomendado na prática clínica, mesmo diante do fato de os parafusos operarem dentro de um limite de segurança relativo ao torque aplicado, que não ultrapassa 60% da resistência mecânica do material (NAKAMURA, 2005). Esse fato limita a atuação dentro dos limites de elasticidade, evitando-se cargas acima do limite de resistência mecânica, o que poderia ocasionar a fratura do parafuso (HAACK, SAKAGUCHI, SUN et al., 1995; SAKAGUCHI e BORGESEN, 1995).

Para otimizar os valores obtidos na pré-carga sem exceder o módulo de elasticidade do parafuso, diversos autores recomendam o retorque do parafuso, com o mesmo valor de torque, após 10 minutos do torque inicial ter sido aplicado (GOODACRE, KAN e RUNGCHARASSAENG, 1999; SIAMOS, WINKLER e BOBERICK, 2002; WINKLER, RING, K. RING, J. D. et al., 2003). Contrariando esses pesquisadores, um trabalho (CASTILHO, PEREIRA, SOUZA et al., 2009) que investigou a aplicação do retorque nos parafusos dos pilares protéticos após 2, 5 e 10 minutos da aplicação do torque, e o comparou com o destorque do grupo que recebeu somente o torque inicial, não encontrou diferenças estatisticamente significativas, ao contrário do que se esperava.

Na tentativa de otimizar o torque aplicado e minimizar a perda da pré-carga decorrente da deformação plástica que ocorre nas roscas dos parafusos e nas superfícies entre o implante e o pilar protético, principalmente nos segundos iniciais após o aperto, o presente estudo propôs a aplicação de torque sem exceder as recomendações feitas pelo fabricante (30 N/cm), mantendo a força de aperto por diferentes períodos de acordo com cada grupo (30 N/cm aplicados instantaneamente no grupo 1, mantidos por 10 segundos no grupo 2, mantidos por 20 segundos no grupo 3 e mantidos por 30 segundos no grupo 4).

A média do destorque após 10 minutos foi de 11,61 N/cm (DP ± 1,43 N/cm) para o grupo 1, 18,64 N/cm (DP ± 1,71 N/cm) para o

grupo 2, 21,62 N/cm (DP ± 0,97 N/cm) para o grupo 3 e 21,48 N/cm (DP ± 1,55 N/cm) para o grupo 4. Esses resultados estão de acordo com os obtidos em estudos prévios, nos quais foi demonstrado que valores de destorque mensurados imediatamente após o torque dos parafusos de fixação dos pilares sempre foram menores que os do torque inicial (BINON, SUTTER, BEATY et al., 1994; KHRAISA, STEGAROIU, NOMURA et al., 2002; NAKAMURA, 2005).

A análise estatística dos resultados desse estudo demonstrou que a aplicação do torque por 10, 20 ou 30 segundos promoveu um aumento significativo no valor do destorque necessário para o afrouxamento do parafuso quando comparado com a aplicação instantânea do torque. O valor do destorque do grupo 1 foi menor que o do grupo 2, que, por sua vez, foi menor que o do grupo 3 e 4, não possuindo entre esses dois últimos diferenças estatísticas significativas. Esses resultados confirmam a hipótese de que quando o torque é mantido por um determinado tempo (grupos 2, 3 e 4), grande parte da deformação plástica que ocorre principalmente nos primeiros segundos é compensada, evitando perda excessiva no valor do destorque quando comparado com o grupo que recebeu torque instantaneamente (grupo 1), como é rotineiramente aplicado na clínica de Implantodontia.

No destorque imediatamente após aplicação do torque, estudos (WEISS, KOZAK e GROSS, 2000) mostram uma perda considerável, que varia entre 11% e 24% do valor do torque de fechamento. Entretanto, no presente estudo, a perda do torque aplicado após dez minutos foi de 61,3% para o grupo 1, 37,9% para o grupo 2, 27,9% para o grupo 3 e 28,4% para o grupo 4. Isso pode ser consequência das deformações plásticas, como alongamento do parafuso, assim como das rugosidades das superfícies de contato das roscas do parafuso quando comprimidas contra uma superfície oposta após aplicação do torque, resultando em maior aproximação e, consequentemente, perda progressiva da pré-carga e do torque necessário para o afrouxamento do parafuso (HAACK, SAKAGUCHI, SUN et al., 1995; CANTWELL e HOBKIRK, 2004).

Alguns estudos (HAGIWARA e OHASHI, 1992; HAACK, SAKAGUCHI, SUN et al., 1994) relatam que o atrito é maior para o primeiro aperto e afrouxamento do parafuso e que diminui após repetidos ciclos de apertos e desapertos. Acredita-se que as sequências iniciais de aperto e de afrouxamento removem irregularidades das roscas que foram produzidas durante a usinagem dos parafusos, dos implantes e dos pilares protéticos, suavizando o contato com as superfícies e

reduzindo as forças de atrito (ABKOWITZ, BURKE e HILTZ, 1955; HAGIWARA e OHASHI, 1992). Esse fator está diretamente ligado ao coeficiente de atrito, que é controlado pelo processo de fabricação, sendo afetado pelas propriedades metalúrgicas dos componentes, o desenho e a qualidade do acabamento das superfícies dos parafusos e dos implantes (WEISS, KOZAK e GROSS, 2000; KORIOTH, CARDOSO, VERSLUIS, 2001; CANTWELL e HOBKIRK, 2004). Portanto, alguns estudos mostram que a reutilização do parafuso permite maior produção de pré-carga com o mesmo torque aplicado (HAGIWARA e OHASHI, 1992). Entretanto, outros estudos relacionam esses fatores ao afrouxamento dos parafusos após consecutivos ciclos de aperto e afrouxamento (JORNÉUS, JEMT, CARLSSON, 1992; HAACK, SAKAGUCHI, SUN et al., 1995; PARMLEY, 1996; GROSS, KOZARK, LAUFER et al., 1999; WEISS, KOZAK e GROSS, 2000). No entanto, esse trabalho não teve como objetivo comparar as variações dos valores dos destorques nos repetidos ciclos de aperto e afrouxamento dos parafusos.

A escolha por utilizar, nesse estudo, pilares pré-fabricados foi motivada pelo fato de haver maiores valores do destorque obtidos imediatamente após a aplicação do torque quando comparados com os pilares que necessitam de procedimentos de fundição, acabamento e polimento para sua confecção, devido à maior quantidade de imperfeições superficiais nesses pilares e, consequentemente, maiores deformações das imperfeições durante o aperto, como foi observado em outros estudos (HAACK, SAKAGUCHI, SUN et al., 1995; BINON, 1996; BINON, 2000).

O experimento foi realizado por um único operador. Mesmo assim, algumas variáveis podem alterar o valor do destorque, como a velocidade da aplicação do torque, o tempo até que o torque máximo seja atingido (CANTWELL e HOBKIRK, 2004) e o valor do torque aplicado, os quais são impossíveis de serem reproduzidos de forma idêntica para todas as amostras.

Para evitar essas variáveis e padronizar o torque aplicado, alguns trabalhos (KORIOTH, CARDOSO, VERSLUIS, 2001) utilizam um dispositivo elétrico (Torque handpiece Controller, Nobel Biocare). Quando esse dispositivo é utilizado, pode ocorrer uma variação pequena (menos de 5%, insignificante clinicamente) no torque aplicado, podendo ser influenciada pela carga axial durante a aplicação. Entretanto, esse dispositivo elétrico interrompe a aplicação ao atingir o torque programado, o que inviabilizaria sua utilização no presente estudo, visto que, ao atingir-se o torque desejado nos grupos 2, 3 e 4, o mesmo

deveria ser mantido por 10, 20 e 30 segundos, respectivamente.

Em um estudo (KORIOTH, CARDOSO, VERSLUIS, 2001) foi mencionado a ocorrência de grandes flutuações no valor do torque quando utilizado chaves mecânicas devido à corrosão em consequência do processo de esterilização. No entanto, nesse estudo foi utilizado um torquímetro manual novo e um mensurador de torque digital, para minimizar as variações que pudessem ocorrer no momento da aplicação do torque.

Outra variável ao trabalhar com componentes usinados são alguns erros que podem ser introduzidos em cada parafuso do pilar ou implante no momento da fabricação. Entretanto, nesse estudo foi utilizada uma amostra considerável e componentes novos (implantes, pilares de preparo e parafusos) para minimizar esse problema.

A presença e a quantidade de lubrificante (saliva ou sangue) entre os componentes pode afetar o coeficiente de atrito, o qual diminui à medida que aumenta a quantidade de lubrificante (BURGUETE, JOHNS, KING et al., 1994). O experimento *in vitro* utilizado nesse estudo estima o torque necessário para afrouxar o parafuso em condições com ausência de umidade. Portanto, acredita-se que os destorques encontrados neste estudo seriam maiores do que os esperados em condições clínicas.

A perda do torque observada nesse estudo ocorreu em uma situação *in vitro*, sem nenhuma força externa sendo aplicada, ao contrário do ambiente clínico, onde o implante e a prótese estão sujeitos a forças dinâmicas. Um estudo (RANGERT, GUNNE e SULLIVAN, 1991) demonstrou que uma única aplicação de uma carga fisiológica em uma prótese *cantilever* pode resultar na perda da pré-carga no parafuso protético. Outro estudo (CHEW, 1998) afirmou que o mecanismo de retenção dos parafusos dos implantes é significativamente afetado *in vivo* por cargas funcionais e parafuncionais, que são de natureza dinâmica. Os resultados desse estudo, portanto, provavelmente subestimam a perda do torque que ocorre clinicamente.

Apesar de a deformação plástica ser inevitável durante o apertamento dos parafusos protéticos, a busca pela maior pré-carga possível permanece como um princípio fundamental para a estabilidade e sucesso das próteses sobre implantes. Materiais e procedimentos precisos são recomendados para a obtenção da melhor pré-carga possível nas próteses implantossuportadas, minimizando a deformação proveniente de imperfeições superficiais. Além disso, reduzem-se os estresses estáticos que aceleram a fadiga mecânica dos componentes protéticos, comprometendo sua integridade estrutural. Daí a importância

da investigação de mecanismos para controle da deformação nas estruturas metálicas implantossuportadas, objetivando melhorar a pré-carga e a estabilidade protética.

Os resultados do presente estudo *in vitro* demonstraram que o torque mantido por um determinado período é uma alternativa melhor, quando comparado com o torque aplicado da maneira convencional (instantaneamente), promovendo maior valor no destorque após 10 minutos da aplicação do toque. O torque aplicado da maneira convencional reduz consideravelmente o valor do destorque e, consequentemente, da pré-carga, devido à deformação plástica que ocorre principalmente nos primeiros segundos, podendo levar ao afrouxamento do parafuso (objeto da preocupação de pesquisadores e clínicos desta especialidade).

Constatou-se a possibilidade de controle das deformações superficiais, com um procedimento simples, acessível e que não demanda investimentos, impedindo perdas adicionais de pré-carga nos parafusos protéticos. Os resultados dessa investigação encorajam, portanto, a recomendação da aplicação e manutenção do torque por 20 segundos nos parafusos protéticos.

7 CONCLUSÃO

Os resultados obtidos com as condições experimentais investigadas foram estatisticamente analisados e permitiram as seguintes conclusões:

A. As aplicações do torque de 30 N/cm por 10, 20 ou 30 segundos são melhores alternativas quando comparadas com a aplicação convencional (instantânea) com o mesmo torque, por promoverem um aumento no valor necessário do destorque para o afrouxamento dos parafusos.
B. Dentre os grupos avaliados, o torque de 30 N/cm aplicado por 20 segundos parece ser a melhor alternativa, por apresentar valor de destorque maior quando comparado com a aplicação convencional e com a aplicação de torque por 10 segundos, e valor semelhante ao da aplicação por 30 segundos, com a vantagem de redução em 10 segundos do tempo de manutenção do torque.

REFERÊNCIAS

ABKOWITZ, S., BURKE, J. J., HILTZ, R. H. **Titanium in industry**. New York (NY): Van Nostrand Co Inc; 1955.
ADELL, R. et al. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw**. Int J Oral Surg,** v.10, n.6, p.387-416, Dec. 1981.

ADRIAN, E. D., KRANTZ, W. A., IVANHOE, J.R., TURNER, K.A. A silicone obturator for the access canal in an implant-retained fixed prosthesis. **J Prosthet Dent** 1991;65:597.

AL-TURKI, L. E. E., et al. Changes in prosthetic screw stability because of misfit of implant-supported prostheses. **Int J Prosthodont**. v.15, n.1, p.38-42, 2002.

BALSHI, T. J., HERNANDEZ, R. E., PRYSZLAK, M. C., RANGERT, B. A comparative study of one implant versus two replacing a single molar. **Int J Oral Maxillofac Implants** 1996; 11:372-8.

BALSHI, T. J, EKFELDT, A., STENBERG, T., VRIELINCK, L. Three-year evaluation of Branemark implants connected to angulated abutments. Int J Oral Maxillofac Implants 1997; 12:52-8. Scholander S. A retrospective evaluation of 259 single tooth replacements by the use of Branemark implants**. Int J Prosthodont** 1997; 12:483-91.

BICKFORD, J. H. **An Introduction to the Design and Behavior of Bolted Joints**. New York: Marcel Decker, 1981.

BICKFORD, J.H. **Introduction to the design and behavior of bolted joints**: non-gasketed joints. 4th ed. Boca Raton: CRC Press; 2007. p. 137-69, 293-352, 391-421.

BINON, P. P., WEIR, D., WATANABE, L. Implant component compatibility. In: Laney WR, Tolman DE, editors. **Tissue integration in Oral, Orthopedic and Maxillofacial Reconstruction**. Carol Stream, IL: Quintessence Publishing Co; 1990. p. 218-226.

BINON, P., SUTTER, F., BEATY, K., BRUNSKI, J., GULBRANSEN, H., WEINER, R. The role of screws in implant systems. **Int J Oral Maxillofac Implants** 1994;9(suppl):48–63.

BINON, P. P. Evaluation of machining accuracy and consistency of selected implants, standard abutments, and laboratory analogs. **Int J Prosthodont**. v.8, p.162-178, 1995.

BINON, P. P. The spline implant: Design, engineering and evaluation. **Int J Prostodont** 1996; 9(5):419-33.

BINON, P. P., MCHUGH, J. M. The effect of eliminating implant/abutment rotational misfit on screw joint stability. **Int J Prosthodont** 1996;9:511–519.

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

BINON, P., P. The external hexagonal interface and screw-joint stability: a primer on threaded fasteners in implant dentistry. **Quintessence Dent Technol.** p.91-105, 2000.

BRANEMARK, P.I. Osseointegration and its experimental background. **J Prosthet Dent**. v.50, p.399-410, 1983.

BREEDING, L. C., DIXON, D. L., NELSON, E. W., TIETGE, J. D. Torque required to loosen single-tooth implant abutment screws before and after simulated function. **Int J Prosthodont** 1993; 6:435-9.

BURGUETE, R. I, JOHNS, R.B., KING, T., PATTERSON, E. A. Tightening characteristics for screw joints in osseointegrated dental implants. **J Prosthet Dent** 1994;71:592–599.

BYRNE, D., et al. The fit of cast and premachined implant abutments. **J Prosthet Dent**. v.80, n.2, p.184-192, 1998.

CALLAN, D. P., COBB, C. M., WILLIANS, K. B. DNA probe identification of bacteria colonizing internal surfaces of the implant-abutment interface: a preliminary study. **J Periodontol**. 2005 Jan;76(1):115-20.

CANTWELL, A., HOBKIRK, J. A. Preload Loss in Gold Prosthesis-Retaining Screws as a Function of Time. **Int J Oral Maxillofac Implants** 2004;19:124-132

CARLSSON, L. Built-in strain and untoward forces are the inevitable companions of prosthesis misfit. **Nobelpharma News**. v.8, n.2, p.5, 1994.

CARR, A.B., BRUNSKI, J.B., HURLEY, E. Effects of fabrication, finishing, and polishing procedures on preload in prostheses using conventional 'gold' and plastic cylinders. **Int J Oral Maxillofac Implants**. v.11, n.5, p.589-598, 1996.

CASTILHO, A. A., PEREIRA, P. C., SOUZA, R. O. A., KOJIMA, A. N., FARIA, R., BOTTINO, M. A. Estudo comparativo entre dois métodos de aplicação de torque aos pilares protéticos em implantes de conexão externa. **Revista da Faculdade de Odontologia. Universidade de Passo Fundo** v. 14, p. 143-148, 2009.

CHEW, C. B. **The effect of implant number and occlusal tasks on bending moments of distal mandibular implants**: an exploratory study. [MSc thesis.] Minneapolis: University of Minnesota, 1998.

COVANI, U., MARCONCINI, S., CRESPI, R., BARONE, A. Bacterial plaque colonization around dental implant surfaces. **Implant Dent**. 2006 Sep;15(3):298-304.

COX, J. F., ZARB, G.A. The longitudinal clinical efficacy of osseointegrated dental implants: a 3-year report. **Int J Oral Maxillofac Implants**. v.2, n.2, p.91-100, 1987.

DIXON, D. L., BREDING, L. C., SADLER, J. P., MCKAY, M. L. Comparison of screw loosening, rotation, and deflection among three implant designs. **J Prosthet Dent** 1995;74:270-8.

FARIA, R. **Avaliação da microinfiltração bacteriana nas interfaces entre pilares e implantes**. Tese (Doutorado em Odontologia) – Departamento de Odontologia Restauradora da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista. 2008.

GOODACRE, C. J., KAN, J. Y. K, RUNGCHARASSAENG, K. Clinical complications of osseointegrated implants. **J Prosthet Dent** 1999; 81:537-52.

GROSS, M., KOZARK, D., LAUFER, B. Z., WEISS, E. I. Manual closing torque in five implant abutment systems: an in vitro comparative study. **J Prosthet Dent** 1999;81:574-88.

GROSS, M., ABRAMOVICH, I., WEISS, E. I. Microleakage at the abutment-implant interface of osseointegrated implants: a comparative study. **International Journal of Oral &Maxillofacial Implants** 1999 14:94-100.

GUDA T., ROSS, A. T., LANG, L. A., Millwater H. R. Probabilistic analysis of preload in the abutment screw of a dental implant complex. **J Prosthet Dent** 2008;100:183-193.

GUICHET, D.L. et al. Passivity of fit and marginal opening in screwor cement-retained implant fixed partial denture designs. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.15, n.2, p.239-46, Mar./Apr. 2000.

GULBRANSEN, H. J. Current issues forum: how do you test a cast framework fit for a full-arch fixed implant-supported prosthesis? **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.9, n.4, p.472-3, 1994.

HAACK, J. E., SAKAGUCHI, R. L., SUN, T., COFFEY, J. P. Determination of preload stress in dental implant screws. **J Dent Res** 1994; 73:202. Abstract 808.

HAACK, J. E., SAKAGUCHI, R. L., SUN, T., COFFEY, J. P. Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. **J Oral Maxillofac Implants**. 1995;10:529-35.

HAGIWARA, M. Behaviour of thread torque after tightening. **JJpn Soc Precision Eng** 1984;50:1278–1282.

HAGIWARA, M., OHASHI, N. A new tightening technique for threaded fasteners. In: **Materials and Engineering Proceedings of the International Offshore Mechanics and Arctic Engineering Symposium**, vol 3. New York: American Society of Mechanical Engineers, 1992:371–376.

JAARDA, M. J., RAZZOOG, M. E., GRATTON, D.G. Geometric comparison of five interchangeable implant prosthetic retaining screws. **J Prosthet Dent**. v.74, n.4, p.373-379, 1995.

JEMT, T., LANEY, W. R., HARRIS, D., HENRY, P. J., KROGH, P. H. Jr, POLIZZI, G., et al. Osseointegrated implants for single tooth replacement:a 1-year report from a multicenter prospective study. **Int J Oral Maxillofac Implants** 1991; 6:29-36.

JEMT, T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Brånemark implants in edentulous jaws: A study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. **Int J Oral Maxillofac Implants** 1991;6:270–276.

JEMT, T. Current issues forum: how do you test a cast framework fit for a full-arch fixed implant-supported prosthesis? **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.9, n.4, p.471-2, 1994.

JEMT, T., LEKHOLM, U. Measurements of bone and framework deformations induced by misfit of implant superstructures: a pilot study in rabbits. **Clin Oral Implants Res** 1998;9(4):272-80.

JORNÉUS, L., JEMT, T., CARLSSON, L. Loads and designs of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. **Int J Oral Maxillofac Implants** 1992;7:353–359.

JUNG, R. E., PJETURSSON, B. E., GLAUSER, R., ZEMBIC, A., ZWAHLEN, M., LANG, N. P. A systematic review of the 5-year survival and complication rates of implant-supported single crowns. **Clin. Oral Impl. Res**. 19, 2008; 119–130

KALLUS, T., BESSING, C. Loose gold screws frequently occur in full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants after 5 years. **Int J Oral Maxillofac Implants**. v.9, n.2, p.169-178, 1994.

KANO, S. C., et al. Use of base metal casting alloys for implant framework:marginal accuracy analysis. **Journal Appl Oral Science**. v.12, n.4, p.337-343, 2004.

KARL, M., WINTER, W., TAYLOR, T. D., HECKMANN, S. M. In vitro study on passive fit in implant-supported 5-unit fixed partial dentures. **Int J Oral Maxillofac Implants** 2004;19:30–37.

KHRAISA, T., STEGAROIU, R., NOMURA, S., MYAKAWA, O. A fatigue resistence of two implant abutment joint designs. **J Prosthet Dent** 2002; 88(6):604-10.

KHRAISA, T. A., ABU-HAMMAD, O., AL-KAYED, A. M., DAR-ODEH, N. Stabilityof the implant/abutment joint in a single-tooth externalhexagon implant system: Clinical and mechanical review. **Clin Implant Dent Relat Res** 2004;6:222–229.

KOHAVI, D. Complications in tissue integrated prostheses components. Clinical and mechanical evaluation. **J Oral Rehabil**. v.20, p.413-422, 1993.

KORIOTH, T. W. P., CARDOSO, A. C., VERSLUIS, A. Effect of washers on reverse torque displacement of dental implant gold retaining screws. **J Prosthet Dent** 2001;82:3;312-316.

LANG, L. A., WANG, R. F., MAY, K. B. The influence of abutment screw tightening on screw joint configuration. **J Prosthet Dent.,** 87, p.74-79, 2002.

LEE, J., KIM, Y., KIM, C., HAN, J. Wave analysis of implant screw loosening using an air cylindrical cyclic loading device. **J Prosthet Dent** 2002;88:402-408.

LEWIS, S., LLAMAS, D., AVERA, S. The UCLA abutment: a four year review. **J Prosthet Dent** 1992; 67:509-15

MARTIN, W. C., WOODY, R. D., MILLER, B. H., MILLER, A. W. Implant abutment screw rotations and preloads for four different screw materials and surfaces. **J Prosthet Dent** 2001;86:24-32.

MC GLUMPHY, E. A., MENDEL, D.A., HOLLOWAY, J.A. Implant screw mechanics. **Dent Clin** North Am 1998;42(1):71-89.

MILLINGTON, N. D., LEUNG, T. Inaccurate fit of implant superstructures. Part 1: Stresses generated on the superstructure relative to the size of fit discrepancy. **Int J Prosthodont** 1995; 8(6):511-6.

NAKAMURA, L. H. **Estudo comparativo do afrouxamento de diferentes parafusos de fixação de abutment em implantes de hexágono externo e interno após o ensaio de ciclagem mecânica**. (Dissertação de Mestrado). São Paulo: Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo; 2005.

NASCIMENTO, C., BARBOSA, R. E. S., ISSA, J. P. M., WATANABE, E., ITO, I. Y., ALBUQUERQUE JUNIOR, R. F. Bacterial leakage along the implant–abutment interface of pre-machined or cast components. **International Journal of Oral & Maxillofacial Surgery** 2008a; 37: 177–180.

NASCIMENTO, C., BARBOSA, R. E. S., ISSA, J. P. M., WATANABE, E., ITO, I. Y., MONESI, N., ALBUQUERQUE JUNIOR, R. F. The use of fluorescein for labeling genomic probes in the Checkerboard DNA–DNA hybridization method. **Microbiological Research** 2008b;163: 403–407.

NASCIMENTO, C., PEDRAZZI, V., MIANI, P. K., MOREIRA, L. D., ALBUQUERQUE JUNIOR, R. F. Influence of repeated screw tightening on bacterial leakage along the implant-abutment interface. **Clinical Oral Implants Research**, v. InPres, p. InPress, 2009.

NIKOPOULOU, F. Saliva and dental implants. **Implant Dent** 2006; 15:372–374.

NORTON, M. R. Assessment of cold welding of the internal conical interface of two commercially available implant systems. **J Prosthet Dent** 1999;81:159–166.

PARMLEY, R. O. **Standard Handbook of Fastening and Joining**, ed 3. New York: McGraw-Hill, 1996:1–24.

PATTERSON, E. A., JOHNS, R. B. Theoretical analysis of the fatigue life of fixture screws in osseointegrated dental implants. **Int J Oral Maxillofac Implants** 1992;7:26–34.

PATTERSON, E. A., JOHNS, R. B. Theoretical analysis of the fatigue life of fixture screws in osseointegrated dental implants. **Int J Oral Maxillofac Implants.** v.7, n.1, p.26-34, 1992.

PIATTELLI, A., SCARANO, A., PAOLANTONIO, M., ASSENZA, B., LEGHISSA, G. C., et al. Fluids and microbial penetration in the internal part of cementretained versus screw-retained implant-abutment connections. **J Periodontol** 2001 Sep;72(9):1146-50.

QUEK, H. C., TAN, K. B., NICHOLLS, J. I. Load Fatigue Performance of Four Implant-Abutment Interface Designs: Effect of Torque Level and Implant System. **Int J Oral Maxillofac Implants**. v. 23, Issue 2 March/April 2008

QUIRYNEN, M., SOETE, M., VAN STEENBERGHE, D. Infections risks for oral implants: a review of the literature. **Clin Oral Implants Res** 2002 Feb,13(1):1-19.

QUIRYNEN, M., VOGELS, R., PEETERS, W., VAN STEENBERGHE, D., NAERT, I., HAFFAJEE, A. Dynamics of initial subgingival colonization of ‘pristine’ peri-implant pockets. **Clinical Oral Implants Research** 2006;17: 25–37.

RANGERT, B., GUNNE, J., SULLIVAN D. Mechanical aspects of a Brånemark implant connected to a natural tooth: An in vitro study. **Int J Oral Maxillofac Implants** 1991;6:177–186.

RIBEIRO, C. G. **Análise comparativa da liberdade rotacional de pilares de hexágono externo e interno em três estágios**: inicial, após a fundição e após a aplicação da porcelana. 2006. 97f. Dissertação (Mestrado em Odontologia – Área de concentração Implantodontia) – Curso de Pós Graduação em Odontologia, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

RICCI, G., AIMETTI, M., STABLUM, W., GUASTI, A. Crestal bone resorption 5 years after implant loading: clinical and radiologic results with a 2-stage implant system. **Int J Oral Maxillofac Implants**. 2004 Jul-Aug;19(4):597-602.

RODKEY, E. Making fastened joints reliable…ways to keep'em tight. **Assembly Eng** 1977;3:24-7.

SAHIN, S., CEHRELI, M. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. **Implant Dent**, v.20, n.10, p.85-92, 2001.

SAKAGUCHI, R. L., SUN, T., HAACK, J. E. External strain distribution on implant prosthetic components. **J Dent Res** 1994;73:232. Abstract 1045.

SAKAGUCHI, R. L., BORGESEN, S. E. Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screws. **Int J Oral Maxillofac Implants** 1995; 10(3):295-302.

SCHOLANDER, S. A retrospective evaluation of 259 single tooth replacements by the use of Branemark implants**. Int J Prosthodont** 1999; 12:483-91.

SCHULTE, J., COFFEY, J. Comparison of screw retention of nine abutment systems: a pilot study. **Implant Dent** 1997; 6:28-31.

SCHWARZ, M. S. Mechanical complications of dental implants. **Clin Oral Implants Res** 2000;11:156–158.

SHIGLEY, J. E., MISCHKE, C. R. **Standard Handbook of Machine Design**, ed 2. New York: McGraw-Hill, 1996:23.16–23.39.

SIAMOS, G., WINKLER, S., BOBERICK, K. G. The relationship between implant preload and screw loosening on implant-supported prostheses. **J Oral Implantol** 2002; 28(2):67-73.

SMEDBERG, J. I., NILNER, K., RANGERT, B., SVENSSON, S. A., GLANTZ, S. A. On the influence of superstructure connection on implant preload: a methodological and clinical study. **Clin Oral Implants Res**1996;7(1):55-63.

STEINEBRUNNER, L., WOLFART, S., BOSSMANN, K., KERN, M. In vitro evaluation of bacterial leakage along the implant–abutment interface of different implant systems. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants** 2005; 20: 875–881.

TAN, K.B., NICHOLLS, J. I. Implant-abutment screw joint preload of 7 hex-top abutment systems. **Int J Oral Maxillofac Implants** 2001; 16:367-77.

TAN, K. B., NICHOLLS, I. J. The Effect of 3 Torque Delivery Systems on Gold Screw Preload at the Gold Cylinder–Abutment Screw Joint. **Int J Oral Maxillofac Implants** 2002;17:175-183.

TAYLOR, T. D. Prosthodontic problems and limitations associated with osseointegration. **J Prosthet Dent** 1998;79:74-8.
TAYLOR, T. D., AGAR, J. R., VOGIATZI, T. Implant prosthodontics: current perspective and future directions. **Int J Oral Maxillofac Implants**. v.15, p.66-75, 2000.

THEOHARIDOU, A., PETRIDIS, H. P., TZANNAS, K., GAREFIS, P. Abutment Screw Loosening in Single-Implant Restorations: **A Systematic Review. Int J Oral Maxillofac Implants** 2008;23:681-690

VAN WINKELHOFF, A. J., GOENE, R.J., BENSCHOP, C., FOLMER, T. Early colonization of dental implants by putative periodontal pathogens in partially edentulous patients. **Clin Oral Implants Res**. 2000 Dec;11(6):511-20.

VASCONCELLOS, D. K. **Efeito dos ciclos térmicos para aplicação da cerâmica na passividade de próteses implanto-suportadas, observado pela extensometria**. Tese (Doutorado em Odontologia) – Departamento de Odontologia restauradora da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos, Universidade Estadual Paulista.2005.

VASCONCELLOS, D. K., BOTTINO, M. A., NISHIOKA, R. S., VALANDRO, L. F., COSTA, E. M. V. The influence of different screw tihtening forces on the vertical misfit of implant-supported frameworks. **Journal of Applied Oral Science**, São Paulo, v. 13, n. 2, p. 120-125, 2005.

VERSLUIS, A., KORIOTH, T. W. P. e CARDOSO, A. C. Numerical Analysis of a Dental Implant System Preloaded with a Washer. **Int J Oral Maxillofac Implants** 1999;14:337–341

WEE, A. G., AQUILINO, S. A., SCHNEIDER, R. L. Strategies to achieve fit in implant prosthodontics: a review of the literature. **Int J Prosthodont**. v.12, n.2, p.167-178, 1999.

WEISS, E. I., KOZAK, D., GROSS, M. D. Effect of repeated closures on opening torque values in seven abutment-implant systems. **J Prosthet Dent** 2000;84:194-199.

WINKLER, S., RING, K., RING, J. D., BOBERICK, K. G. Implant screw mechanics and the settling effect: overview. **J Oral Implantol** 2003; 29(5):242-5.

GLOSSÁRIO

Torque – Força utilizada para apertar um parafuso.
Destorque – Torque de afrouxamento do parafuso protético.
Pré-carga – Força de tração criada na haste do parafuso.
Módulo de elasticidade – é um parâmetro mecânico que proporciona uma medida da rigidez de um material sólido.
Coeficiente de atrito – é um coeficiente adimensional que expressa a oposição que mostram as superfícies de dois corpos em contato ao deslizar um em relação ao outro.
In vitro – Experimento laboratorial que não é realizado em sistemas vivos.
Pilar Standard – Pilar para conexão de próteses múltiplas sobre implante.
Gold Tite – Parafuso protético com um determinado tipo de tratamento de superfície.
Torq Tite – Parafuso protético com um determinado tipo de tratamento de superfície.
Extensômetro linear – Sensores.
Cone morse – Tipo de conexão dos implantes (Ex. hexágono externo, hexágono interno).
Softwares – Programas de computador.
Cantilever – Extremidade suspensa da prótese fixa que não é suportada por implante ou dente.
In vivo – Experimento feito dentro ou no tecido vivo de um organismo vivo.

Livros Grátis

(http://www.livrosgratis.com.br)

Milhares de Livros para Download:

Baixar livros de Administração
Baixar livros de Agronomia
Baixar livros de Arquitetura
Baixar livros de Artes
Baixar livros de Astronomia
Baixar livros de Biologia Geral
Baixar livros de Ciência da Computação
Baixar livros de Ciência da Informação
Baixar livros de Ciência Política
Baixar livros de Ciências da Saúde
Baixar livros de Comunicação
Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE
Baixar livros de Defesa civil
Baixar livros de Direito
Baixar livros de Direitos humanos
Baixar livros de Economia
Baixar livros de Economia Doméstica
Baixar livros de Educação
Baixar livros de Educação - Trânsito
Baixar livros de Educação Física
Baixar livros de Engenharia Aeroespacial
Baixar livros de Farmácia
Baixar livros de Filosofia
Baixar livros de Física
Baixar livros de Geociências
Baixar livros de Geografia
Baixar livros de História
Baixar livros de Línguas

Baixar livros de Literatura
Baixar livros de Literatura de Cordel
Baixar livros de Literatura Infantil
Baixar livros de Matemática
Baixar livros de Medicina
Baixar livros de Medicina Veterinária
Baixar livros de Meio Ambiente
Baixar livros de Meteorologia
Baixar Monografias e TCC
Baixar livros Multidisciplinar
Baixar livros de Música
Baixar livros de Psicologia
Baixar livros de Química
Baixar livros de Saúde Coletiva
Baixar livros de Serviço Social
Baixar livros de Sociologia
Baixar livros de Teologia
Baixar livros de Trabalho
Baixar livros de Turismo