

CAMILA DE ASSIS VIANNA

Avaliação da manutenção da pré-carga de
diferentes parafusos de retenção de pilares
UCLA submetidos à ciclagem mecânica

**Araçatuba – SP
2011**

CAMILA DE ASSIS VIANNA

Avaliação da manutenção da pré-carga de
diferentes parafusos de retenção de pilares
UCLA submetidos à ciclagem mecânica

Trabalho de Conclusão de Curso como parte dos requisitos para a obtenção do título de Bacharel em Odontologia da Faculdade de Odontologia de Araçatuba, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”.

Orientador: Prof. Adj. Wirley Gonçalves Assunção

**Araçatuba – SP
2011**

Dedico este trabalho...

Dedicatória

Aos meus pais, Marcelo e Maria José, que um dia me confiaram com amor, a vida, e depois disso, uma caminhada cheia de carinho e ensinamentos; compreenderam minha ausência em vários momentos e não me deixaram desistir diante das dificuldades. Aos meus irmãos Marcelo e Marielle que me ajudaram a chegar até aqui e fizeram o meu sonho se tornar realidade. Aos meus amigos que mesmo de longe continuaram a torcer por mim!

Agradecimientos

Agradeco

Primeiramente à Deus pelo dom da vida e por ter me iluminado e ajudado a escolher essa profissão tão abençoada.

Aos meus pais, Marcelo e Maria José, que abriram mão dos seus sonhos para que o meu se tornasse real. Aos meus irmãos, Marcelo e Marielle que me ajudaram e fizeram de tudo para que eu me formasse nesta instituição. Sem dúvida nenhuma são como pais pra mim. Não tenho palavras pra descrever a minha gratidão e o amor que sinto por essa família linda, a minha família!

Ao meu namorado, Rafael, pela compreensão, companheirismo, amor, amizade, enfim... Por todos os momentos em que estive ao meu lado sempre com um colo pra me confortar e uma mão pra ajudar.

Ao meu orientador, Professor Wirley Gonçalves Assunção, pela oportunidade concedida e pela confiança que em mim foi depositada. E também pela dedicação, paciência e disposição para que esse trabalho fosse realizado.

À doutoranda Juliana Aparecida Delben, que me ajudou, me ensinou, me ouviu, aconselhou e fez com que eu não desistisse desse projeto. Mesmo de longe eu sei que ela continuou a torcer por mim.

À Universidade de Odontologia de Araçatuba – UNESP, pela excelente formação. Aos professores e funcionários que permitiram, e foram de extrema importância para essa realização.

E agradeço, por fim, porém não menos importantes, a todos os meus amigos da faculdade. Companheiros de pensão que eu jamais esquecerei! Vou levar essas boas recordações para o resto da vida e sentirei muita saudade. Agradeço aos meus familiares e amigos que, mesmo distantes, sempre estiveram presentes, torcendo pela minha realização profissional e pessoal. Minha eterna gratidão.

Epígrafe

Epígrafe

Em uma cultura que sustenta que nenhuma verdade universalmente válida é possível, nada é absoluto. Por conseguinte, o bem e o mal objetivos não importam. O bem passa a significar o que é útil ou agradável num dado momento, e o mal é aquilo que contradiz nossos desejos. Cada pessoa pode construir o seu próprio sistema de valores. Mas é só ouvindo a voz de Deus no mais íntimo do nosso ser e agindo em consonância com suas orientações que alcançaremos a liberdade pela qual ansiamos. Como disse Jesus, só a verdade vos libertará. E a verdade não é fruto da imaginação de cada indivíduo. Deus nos deu inteligência para saber a verdade e vontade de realizar o que é moralmente bom.

João Paulo II

Obstáculo é aquilo que você enxerga, quando tira os olhos do seu objetivo.

Henry Ford

Resumo

VIANNA, CA. **Avaliação da manutenção da pré-carga de diferentes parafusos de retenção de pilares UCLA submetidos à ciclagem mecânica.** 2011. (Trabalho de Conclusão de Curso – Graduação). Faculdade de Odontologia de Araçatuba, Universidade Estadual Paulista, Araçatuba.

Resumo

O objetivo desta pesquisa foi avaliar a manutenção da pré-carga de diferentes parafusos de retenção de pilares UCLA utilizados para confeccionar coroas unitárias adaptadas a implantes de hexágono externo submetidas à ciclagem mecânica. Para isto foram utilizadas 10 coroas metálicas obtidas a partir de pilares UCLA fundidos em liga de Co-Cr. As coroas foram adaptadas aos implantes osseointegráveis de hexágono externo por meio de diferentes parafusos de retenção, caracterizando os seguintes grupos experimentais (n=10): Grupo A – parafuso de retenção em liga de titânio, Grupo B – parafuso de retenção em liga de ouro com recobrimento de ouro, Grupo C – parafuso de retenção em liga de titânio com recobrimento de filme carbono tipo diamante e Grupo D – parafuso de retenção em liga de titânio com recobrimento de nitrito de titânio alumínio. Inicialmente, foram obtidas três mensurações do valor de destorque após aplicação do torque de inserção por meio de um medidor analógico de torque, totalizando 30 leituras iniciais para cada grupo. Os corpos-de-prova foram posteriormente submetidos à ciclagem mecânica durante 1×10^6 de ciclos a uma frequência de 2Hz com aplicação de carga de 130N. Após a ciclagem, foi mensurado o valor de destorque final, possibilitando a verificação da manutenção da pré-carga para cada grupo. Os dados obtidos foram então tabulados e submetidos à análise estatística, que de uma maneira geral, independente dos grupos e apenas considerando os valores de destorque inicial e final constatou diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$).

Palavras-chave: prótese dentária, implante dentário, torque de remoção, junção parafusada.

Abstract

VIANNA, CA. **Evaluation of preload maintenance of different retention screws of UCLA abutments submitted to mechanical cycling.** 2011.

(Academic study - Graduation). Araçatuba School of Dentistry, Universidade Estadual Paulista, Araçatuba.

Abstract

The aim of this study was to evaluate the preload maintenance of different retention screws of UCLA abutments used to fabricate single crowns attached to external hexagon implants submitted to mechanical cycling. Ten metallic crowns were obtained using UCLA abutments casted in Co-Cr alloy. The crowns were attached to the external hexagon implants using different retention screws according to the following groups (n=10): Group A – titanium retention screw, Group B – gold retention screw with gold coating, Group C – titanium retention screw with diamond-like carbon coating, and Group D – titanium retention screw with titanium aluminum nitride coating. Initially, three detorque measurements were obtained for each screw after torque insertion using an analogic torque gauge, totalizing 30 initial measurements for each group. The replicas were submitted to mechanical cycling up to 1×10^6 cycles at 2Hz under 130N load. After cycling, the final detorque was measured to assess the preload maintenance for each group. Then, data were submitted to statistical analysis, that in general, independent groups and only considering the values of initial and final detorque found a statistically significant difference ($p < 0,05$).

Keywords: dental prosthesis, dental implant, detorque, screw joint.

Lista de Figuras

Lista de Figuras

Figura 1	Esquema ilustrativo de coroa a ser parafusada sobre implante.	45
Figura 2	Coroa metálica pronta para ser designada a um dos grupos.	45
Figura 3	A) Implante posicionado no dispositivo metálico desenvolvido para o embutimento com inclinação de 30°. B) Fechamento do dispositivo metálico. C) Resina sendo inserida no orifício do dispositivo. D) Após a polimerização, abertura do dispositivo.	46
Figura 4	Vista lateral e superior do medidor analógico de torque (Tonichi BTG36CN-S).	47
Figura 5	Vista lateral e superior dos dispositivos metálicos responsáveis pelo posicionamento do medidor analógico de torque e do corpo-de-prova durante as mensurações.	48
Figura 6	Vista aproximada da chave hexagonal posicionada sobre o corpo-de-prova devidamente estabilizado pelo dispositivo metálico.	48
Figura 7	Corpo-de-prova contendo o implante no interior do cilindro de resina e a coroa parafusada, prontos para aplicação do carregamento (ciclagem mecânica).	49
Figura 8	Vista frontal do equipamento eletromecânico de ensaio de fadiga por mastigação, no qual os corpos-de-prova foram submetidos à ciclagem mecânica.	50
Figura 9	Gráfico ilustrativo dos valores em porcentagem de destorque inicial e final nos grupos A, B, C e D.	55

Lista de Tabelas

Lista de Tabelas

Tabela 1	Composição dos grupos de estudo.	44
Tabela 2	Seqüência do Sorteio.	47
Tabela 3	Valores absolutos e transformados em porcentagem de destorque inicial e final obtidos no grupo A.	52
Tabela 4	Valores absolutos e transformados em porcentagem de destorque inicial e final obtidos no grupo B.	52
Tabela 5	Valores absolutos e transformados em porcentagem de destorque inicial e final obtidos no grupo C.	53
Tabela 6	– Valores absolutos e transformados em porcentagem de destorque inicial e final obtidos no grupo D.	53
Tabela 7	Tabela da análise de variância – ANOVA.	54
Tabela 8	Diferença de destorque inicial entre os grupos.	54
Tabela 9	Diferença de destorque final entre os grupos.	55
Tabela 10	Análise da diferença de valores de destorque inicial e final	56
Tabela 11	Análise independente dos grupos considerando destorque inicial e final.	56
Tabela 12	Valores em porcentagem da diferença do destorque inicial e final dentro do grupo A.	56
Tabela 13	Valores em porcentagem da diferença do destorque inicial e final dentro do grupo B.	57
Tabela 14	Valores em porcentagem da diferença do destorque inicial e final dentro do grupo C.	57
Tabela 15	Valores em porcentagem da diferença do destorque inicial e final dentro do grupo D.	57

Sumário

Sumário

1 - Introdução	21
2 - Revisão de Literatura	28
3 - Proposição	42
4 - Material e Método	44
5 - Resultados	52
Referências	59
Anexo	65

Introdução

1 – Introdução

A Odontologia sempre buscou um material restaurador que possua características semelhantes ao dente natural, tanto do ponto de vista estético, como em relação à durabilidade e resistência (Dias et al., 2002). Deve-se a isso, principalmente, o grande destaque que o uso de implantes ocupa na Odontologia atual. Implantes dentais permitem a reabilitação protética, com qualidade, sem comprometimento de outros elementos dentais sadios.

É observada uma alta taxa de sucesso com o uso dos implantes, como mostram os resultados de Kourtis et al. (2004), cujos tratamentos avaliados durante 12 anos em clínicas particulares atingiram uma taxa de sobrevida de 95,6% quanto aos implantes. Tal sucesso é resultado da utilização do titânio como material para confecção dos implantes visto que possui atributos como biocompatibilidade, boas propriedades mecânicas, resistência à corrosão e custo acessível (Moraes, 2003).

A união do componente protético ao implante através de um parafuso de retenção é denominada junção parafusada, sendo a força de aperto exercida sobre o parafuso denominada torque. O torque aplicado desenvolve uma força compressiva de aperto entre as partes que mantém os componentes unidos chamada pré-carga (McGlumphy et al., 1998). Se essa força diminuir além de um nível crítico, a estabilidade da união pode ser comprometida e falhar clinicamente, permitindo que as forças externas causem deslizamento das roscas do parafuso e vibrações capazes de levar ao desrosqueamento (Burguete et al., 1994), o que, em estudos *in vitro*, pode ser avaliado pela comparação entre os valores do torque aplicado e o torque de afrouxamento (destorque), por ser uma medida da pré-carga remanescente no parafuso de retenção (Cibirka et al., 2001).

Múltiplos são os fatores que podem resultar em instabilidade da junção parafusada, tais como, pré-carga inadequada, desenho impróprio da prótese ou do parafuso, desadaptação do componente protético, desgaste das microrugosidades superficiais, carregamento excessivo e elasticidade do osso (Binon et al., 1994). Além disso, forças de separação como contatos excêntricos, cantilever e estruturas sem passividade podem causar mudanças na pré-carga do parafuso do *abutment*, podendo resultar em afrouxamento dos

parafusos, mais freqüentemente em restaurações unitárias e na região posterior (Goodacre et al., 1999; Eckert et al., 2000).

Um estudo *in vitro* (Rangel et al., 2007) avaliou o desajuste ocorrido na interface implante-intermediário por meio da mensuração e comparação do destorque do parafuso de fixação dos pilares protéticos em implantes de hexágono interno antes e após a simulação da função mastigatória (ciclagem mecânica). Houve diminuição significativa nos valores de destorque de todos os corpos-de-prova e a perda foi ainda maior nos corpos-de-prova submetidos à ciclagem mecânica. Os dados obtidos permitem supor que há sempre diminuição nos valores de destorque desses componentes e que a função mastigatória aumenta a probabilidade de instabilidade da junção. Esse resultado é sugestivo de que ocorre uma micromovimentação na interface entre o pilar protético e o implante, o que pode ser um potencial de falha nas próteses e causador de inflamação dos tecidos moles peri-implantares em condições clínicas.

Do mesmo modo, Assunção et al. (2009) avaliaram o efeito de diferentes níveis de desadaptação angular unilateral sobre a manutenção da pré-carga de parafusos de retenção de titânio em coroas unitárias implanto-suportadas. Para isso, os autores utilizaram coroas fundidas em liga de cobalto-cromo apresentando adaptação passiva e desadaptações unilaterais de 50µm, 100µm e 200µm na interface pilar/implante. Foram obtidas duas mensurações de destorque para cada parafuso de titânio utilizado para unir as coroas aos implantes. Os resultados demonstraram que as coroas com desadaptação unilateral apresentaram maior perda de pré-carga do que as coroas com adaptação passiva aos implantes.

Já em 2010, Assunção et al. avaliaram o efeito da desadaptação vertical na interface pilar/implante sobre a manutenção da pré-carga de parafusos de retenção de ouro em coroas unitárias implanto-suportadas fabricadas com diferentes materiais de recobrimento oclusal e submetidas à ciclagem mecânica. Foram avaliados 5 grupos: Grupo I – pilar Gold UCLA fundido em liga de ouro com recobrimento de porcelana, Grupo II - pilar Gold UCLA fundido em liga de ouro com recobrimento de resina, Grupo III - pilar UCLA fundido em titânio com recobrimento de porcelana, Grupo IV - pilar UCLA fundido em titânio com recobrimento de resina e Grupo V – pilar de zircônia com

recobrimento de porcelana. Foram obtidas mensurações do valor de destorque e da desadaptação vertical na interface pilar/implante antes e após a realização da ciclagem mecânica, totalizando 1×10^6 ciclos. Embora os pilares de titânio tenham apresentado maiores valores de desadaptação vertical, o teste de correlação de Pearson não demonstrou correlação significativa ($P > 0,05$) entre a desadaptação vertical e o valor de destorque.

A relação entre pré-carga e torque de inserção também depende da fricção e de algumas características do material do parafuso como resistência ao escoamento, módulo de elasticidade e tempo de fadiga (Bickford, 1995). O coeficiente de fricção é um importante fator para o desenvolvimento da pré-carga diante de determinado torque (Yousef et al., 2005). O valor do coeficiente de fricção é influenciado pela dureza das roscas, acabamento da superfície, velocidade de aplicação do torque, tratamentos de superfície, presença e qualidade de lubrificantes, adaptação e precisão da usinagem (Weiss et al., 2000; Tzenakis et al., 2002; Lang et al., 2003). De acordo com tais características, os fabricantes vêm utilizando lubrificantes secos como ouro, carbono tipo diamante (DLC) e nitritos para reduzir o coeficiente de fricção durante o apertamento e aumentar a pré-carga (Martin et al., 2001; Kim et al., 2005; Byrne et al., 2006), visto que quanto maior a pré-carga, maior será a resistência ao afrouxamento.

Dessa forma, é necessária uma avaliação quanto à influência que parafusos de retenção fabricados com diferentes materiais exercem na manutenção da pré-carga e na estabilidade da junção coroa-implante.

Gratton et al. (2001) investigaram micromovimentos do parafuso de retenção de ouro em função da variação do torque e da pré-carga aplicada quando submetidos a carregamento cíclicos. Quinze restaurações unitárias sobre implantes de liga nobre fabricadas com pilar UCLA de ouro foram divididas aleatoriamente em três grupos de pré-carga (16, 32 e 48 N/cm). Foi aplicado carregamento entre 20 e 130 N a 6 Hz sobre cada coroa para mensuração da micromovimentação na interface pilar-implante depois de 100, 500, 1.000, 5.000, 10.000, 50.000 e 100.000 ciclos. Os resultados mostraram que o grupo com 16 N/cm apresentou maior micromovimentação do que os grupos com 32 e 48 N/cm em todos os intervalos do ciclo.

Já Stuker et al. (2008) avaliaram a pré-carga e valores de torque de remoção de três parafusos do pilar (parafusos de ouro, titânio e titânio com tratamento de superfície) aplicando uma força de torque equivalente a $30,07 \pm 0,28$ N/cm. Concluiu-se que o ouro deve ser o material de escolha para os parafusos de fixação do pilar, uma vez que produziu os valores mais altos de pré-carga, seguido pelo de titânio com superfície tratada e parafusos de titânio convencional. Além disso, os parafusos de titânio apresentaram os maiores valores de torque de remoção, seguido por parafusos de ouro e parafusos de titânio com superfície tratada.

É importante ressaltar que o comportamento dos parafusos de retenção deve ser avaliado diante do carregamento cíclico (Khraisat et al., 2002; Cehreli et al., 2004) visto que falhas mecânicas em odontologia são mais prováveis quando relacionadas a um processo de longo prazo com repetidas cargas baixas e não de uma sobrecarga aguda (Wiskott et al., 1995).

Nesse sentido, um estudo foi realizado por Gross et al. (1999) para avaliar a perda da pré-carga e a penetração bacteriana através da interface pilar-implante de sistemas de conexão cônica e hexágono externo submetidos à ciclagem térmica e mecânica (1×10^6 ciclos). Os autores optaram por realizar a ciclagem mecânica visto que variações de temperatura e cargas oclusais podem levar a perda da pré-carga e, conseqüentemente, instabilidade do pilar e modificação do ajuste na interface pilar-implante, o que poderia favorecer a penetração de bactérias na interface. A infiltração bacteriana foi avaliada e os pilares foram observados por microscopia eletrônica de varredura. Além disso, a pré-carga foi analisada estatisticamente através de ANOVA e teste de Tukey com nível de significância de 5%. Os autores observaram que todos os sistemas de pilares parafusados apresentaram maiores valores de destorque quando submetidos à ciclagem mecânica e térmica e todos os sistemas cônicos apresentaram infiltração bacteriana. No entanto, não houve relação entre a perda da pré-carga e a infiltração bacteriana.

Já Assunção et al. (2010) avaliaram o efeito de diferentes níveis de desadaptação angular unilateral sobre a manutenção da pré-carga de parafusos de retenção de próteses implanto-suportadas unitárias submetidas à ciclagem mecânica. Pilares UCLA fundidos com liga de cobalto-cromo para

obter 48 coroas foram divididos em quatro grupos (n = 12): Grupo A – sem desajuste (grupo controle), grupos B, C e D - desajuste unilateral de 50µm, 100µm e 200µm, respectivamente. As coroas foram unidas a implantes de hexágono externo com um parafuso de titânio com torque de retenção de 30N/cm e carga oblíqua de 130N a 2Hz foi aplicada durante 5x10⁴ e 1x10⁶ ciclos. Os valores de destorque foram medidos inicialmente e após cada período de ciclagem. Todos os grupos apresentaram valores reduzidos de destorque em comparação com o torque de inserção após a ciclagem mecânica.

Do mesmo modo, Cibirka et al. (2001) avaliaram a influência da ciclagem mecânica no valor de destorque de parafusos protéticos quando as dimensões entre os hexágono do implante e do abutment foram alterados ou a forma hexagonal do implante foi eliminada. Três subgrupos (N = 10) de implantes Nobel Biocare foram avaliados: (1) implante com hexágono externo padrão (R), (2) implante com hexágono externo modificado (M) e (3) implante com plataforma circular (C). Os valores médios de destorque para os grupos R, M e C foram 14,40 ± 1,84 N/cm, 14,70 ± 1,89 N/cm e 16,40 ± 2,17 N/cm, respectivamente. Concluiu-se que o aumento da altura vertical ou grau de tolerância do ajuste entre os grupos não produziu efeito significativo sobre os valores de destorque dos parafusos protéticos após 5.000.000 de ciclos de fadiga.

Um outro estudo (Quek et al., 2008) avaliou o desempenho de 4 sistemas de implante (Brånemark-CeraOne; 3i Osseotite-STA; Replace Select-Easy e Lifecore Stage-1-COC) submetidos ao ensaio de fadiga. O efeito de aumentar e diminuir o torque de inserção sobre o desempenho do sistemas também foi investigado. Três diferentes valores de torque (torque recomendado, -20% do torque recomendado, +20% do torque recomendado) foram aplicados aos 4 sistemas de implante. Foi aplicada uma carga de 35 N/cm a uma frequência de 14 Hz até ocorrer a falha do sistema. Os autores observaram que o desempenho de fadiga e a localização da falha é específico para cada sistema e relacionado com as características de desenho do conjunto pilar-implante. Além disso, foi concluído que é importante usar o valor de torque recomendado pelo fabricante.

Diante de tais considerações, é importante que estudos adicionais sejam realizados a fim de analisar a manutenção do torque de inserção de diferentes tipos de parafusos de retenção de coroas implanto-suportadas submetidas à ciclagem para simulação do seu comportamento diante da função mastigatória.

Revisão de Literatura

2 – Revisão de Literatura

Em relação à atualização bibliográfica, a mesma foi realizada baseada em artigos publicados em base de dados de modo a apresentar estudos pertinentes ao objetivo do presente projeto de pesquisa. Além de artigos nacionais e internacionais, dissertações disponibilizadas online também foram consultadas.

Os estudos analisados durante a atualização bibliográfica estão descritos a seguir a fim de acrescentar conhecimento relacionado ao afrouxamento do parafuso de retenção em próteses sobre implante.

O afrouxamento dos parafusos tem sido relatado como a complicação restauradora mais comum, especialmente em unidades individuais na área de pré-molares e molares (Becker W, Becker BE, 1995). Jemt et al, 1992 observou afrouxamento do parafuso em 49% das próteses sobre implantes maxilares e 20,8% das próteses na mandíbula ao longo de um período de 3 anos. Em restaurações unitárias, Jemt et al, 1990 observaram que 57% dos afrouxamentos de parafusos ocorreram durante o primeiro ano e apenas 37% mantiveram-se estáveis ao longo de 3 anos de acompanhamento. Apesar das melhorias no material e protocolo terem diminuído a incidência de afrouxamento de parafuso (Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, et al, 2003) um estudo de 10 anos, retrospectiva recente determinou que o afrouxamento do parafuso ocorreu em 7% das restaurações de molares e pré-molares (Simon RL, 2003).

Segundo Kano et al. (2006) o afrouxamento do parafuso de restaurações de implante continua a ser uma complicação em prótese sobre implante. Articulações do parafuso são submetidas a uma perda de torque aplicado inicialmente por causa da fricção e desajuste do componente. Tem sido sugerido que a perda de torque aplicado é menor em pilares de metal usinado que em pilares de plástico fundido. Sendo assim o estudo teve como objetivo avaliar o efeito dos procedimentos de fundição sobre a perda de torque aplicado em abutments de titânio usinado, pilares pré-usinados elenco, e pilares de plástico elenco. Quatro grupos de 12 amostras cada foram avaliados: (1) abutments de titânio usinado, (2) abutments pré-usinados de paládio fundidos com paládio, (3) abutments de plástico fundido

com níquel-cromo, e (4) pilares de plástico fundido com cobalto -cromo. Cada pilar teve um torque de 30 Ncm de acordo com as instruções do fabricante e foi feito o destorque três vezes. A perda média de torque aplicado foi registrada como uma porcentagem do torque aplicado. As médias do grupo foram calculados e comparados usando ANOVA e teste de Tukey LSD. Os valores médios de destorque foram (1) $92,3 \pm 2,9\%$, (2) $81,6 \pm 5,0\%$, (3) $86,4 \pm 4,6\%$, e (4) $84,0 \pm 7,0\%$. Pilares usinados demonstraram valores significativamente maiores em comparação com todos os grupos ($p < 0,05$). Não foram encontradas diferenças significativas entre os grupos do elenco.

Em outro estudo Kano et al. (2004) afirmou que o protocolo para prótese sobre implantes recomenda o uso de uma infra-estrutura em ouro para próteses metalo-plásticas e metalo-cerâmicas. No entanto, devido ao seu alto custo, o uso de ligas alternativas é desejado. Então este estudo comparou a adaptação marginal de cilindros protéticos pré-fabricados e cilindros protéticos plásticos fundidos com dois tipos de ligas metálicas básicas. Cinco amostras de (1) cilindros plásticos fundidos em liga de cobalto cromo; (2) cilindros plásticos fundidos em liga de níquel cromo e (3) cilindros pré-fabricados com cinta metálica em paládio, foram examinados na interface intermediário/cilindro protético na análise de desajuste marginal, considerando-se (A) desajuste vertical, (B) desajuste horizontal e (C) profundidade de fenda. Os valores médios para o desajuste vertical, horizontal e profundidade foram, respectivamente, $4,13\mu\text{m}$, $14,5\mu\text{m}$ e $6,93\mu\text{m}$ para o cilindro pré-fabricado em paládio, $23,18\mu\text{m}$, $33,2\mu\text{m}$ e $88\mu\text{m}$ para os cilindros plásticos fundidos em Níquel cromo e $25,6\mu\text{m}$, $51,8\mu\text{m}$ e $114,54\mu\text{m}$ para os cilindros fundidos em cobalto-cromo. Dessa forma não foram encontradas diferenças estatísticas entre os grupos fundidos (grupo 1 e 2), mas uma adaptação marginal significativamente superior foi observada com os cilindros pré-fabricados quando comparado aos cilindros plásticos fundidos com níquel-cromo e cobalto-cromo para todas as análises.

Ainda a respeito de procedimentos de fundição, em 2007, Kano et al destacou que embora estudos anteriores têm mostrado uma correlação entre desajuste rotacional e afrouxamento do parafuso, o impacto dos procedimentos de fundição no desajuste rotacional está faltando. Por isso o objetivo deste

estudo in vitro foi avaliar o efeito da fundição sobre o desajuste rotacional de pilares elenco quando comparado com abutments de titânio usinado. Quarenta e oito implantes hexagonais externos e 48 pilares foram colocados em quatro grupos de 12 amostras cada: (1) abutments de titânio usinado, (2) abutments pré-usinados de paládio fundidos com paládio, (3) abutments de plástico fundido com níquel-cromo, e (4) pilares de plástico fundido com cobalto-cromo. Desajuste rotacional entre o hexágono externo do implante e o hexágono interno do pilar foi medido utilizando técnicas padronizadas e registradas em graus. Os valores médios para cada grupo foram analisados com a análise de variância e teste de Tukey. O desajuste rotacional foi de $1,21 \pm 0,57$ graus para abutments de titânio usinado, $1,77 \pm 1,30$ graus para o elenco sobre pilares, $1,98 \pm 0,72$ graus por pilares NiCr elenco, e $2,79 \pm 1,13$ graus por pilares CoCr elenco. Houve significativamente maior desajuste rotacional com abutments CoCr elenco quando comparado com abutments de titânio usinado ($P < 0,05$). O desajuste rotacional foi inferior a 2 graus para todos os grupos, exceto para os pilares elenco CoCr, que demonstraram um desajuste rotacional significativamente maior.

Segundo Kano et al, 2007 a conexão implante-pilar pode ser uma área onde conseqüências adversas biológicas e mecânicas podem ocorrer. Complicações biológicas, tais como aumento da microinfiltração (Jansen VK 1997; Guindy JS, 1998; Quirynen M, 2002), gengivite (Broggini N, 2003) e perda óssea (Hermann JS, 2001; King GN, 2002) têm sido relatados como resultado de uma má adaptação da interface implante-pilar. Complicações mecânicas, tais como aumento da incidência de rotação pilar e quebra ou afrouxamento do parafuso (Binon PP, 2000; Byrne D, 1998; al-Turki LE, 2002) e redução da pré-carga, também foram relatados por ocorrer quando houver uma má adaptação na interface implante-pilar. (Carr AB, 1996). Então este estudo teve como propósito propor um sistema de classificação baseado no microgap horizontal e vertical da interface implante-pilar e comparar a interface implante-pilar em 4 grupos de pilares. Os grupos utilizados foram os mesmos dos trabalhos citados acima do mesmo autor. A comparação dos microgaps horizontal e vertical na

interface implante-pilar foi concluída em 8 locais de cada espécime para o próximo micrômetro usando um microscópio óptico com uma ampliação de 150x. Médias dos grupos e significativa diferenças entre os grupos foram determinados por análise de variância e Tukey. Não houve diferença significativa entre os grupos com respeito ao desajuste vertical. Para desajuste horizontal, abutments usinados de titânio apresentaram significativamente maior desajuste horizontal em comparação com outros grupos ($P < 0,001$). Pilares pré-usinados tiveram desajuste significativamente maior do que horizontal pilares elenco NiCr ($P < 0,001$). No sistema de classificação proposto, 23% de todos os sistemas medidos na interface implante-pilar tinha uma relação ideal, 34% tinham uma discrepância horizontal apenas, 4% tinham uma discrepância vertical apenas, e 39% tinham discrepâncias verticais e horizontais. Então o sistema de classificação de implante-pilar proposto demonstrou uma forma de caracterizar e comparar o microgap na interface implante-pilar.

Delben et al. 2011 observou que o sucesso do tratamento com implantes está relacionado a um equilíbrio entre fatores biológicos e mecânicos. A articulação entre o pilar e o implante, mantido por força de fixação gerada pelo parafuso de retenção (Kano et al, 2006) é um fator biomecânico essencial no sistema de implante que resiste a forças oclusais (Yousef H. et al, 2005). Pelo fato de que complicações mecânicas podem resultar de instabilidade articular (Cibirka RM et al, 2001), o afrouxamento do parafuso tem sido relatado com frequência, principalmente para próteses unitárias. (Yousef H. et al, 2005; Binon PP et al. 1996; Gratton DG, 2001; Khraisat A et al. 2002; Byrne D et al 2006). Sendo assim, o objetivo deste estudo foi avaliar o efeito do reaperto e da ciclagem mecânica na manutenção da pré-carga dos parafusos de retenção de coroas implanto-suportadas. Para isso cinco grupos ($n = 12$ em cada grupo) de implante coroa assembléias foram criadas de acordo com os diferentes materiais de revestimento de abutments: ouro abutments UCLA fundido em liga de ouro revestida com cerâmica (grupo 1) e fotopolimerização de resina (grupo 2), pilares UCLA fundidos em titânio revestida com cerâmica (grupo 3) e fotopolimerização de resina (grupo 4), e pilares de zircônia com revestimento de cerâmica (grupo 5). As coroas foram

anexados aos implantes por meio de parafusos de retenção de ouro. Os conjuntos foram submetidos à ciclagem mecânica para um total de 1 milhão de ciclos. As medições de torque de remoção foram realizadas inicialmente e após cada período de 100.000 ciclos, o que foi seguido de reapertar o parafuso com 35 Ncm de torque. Os dados foram avaliados com análise de variância, o teste t pareado e o teste t de Student. Todos os grupos apresentaram valores de torque de remoção reduzido em comparação com torque de inserção inicial e depois de todos os períodos de ciclagem mecânica. Análise de variância revelou diferenças estatisticamente significativas entre os grupos, mas não houve diferenças entre os períodos de ciclagem mecânica ou para a interação entre grupos e ciclismo. O grupo 1 foi o único grupo que não apresentou diferença entre os valores de torque de remoção nos diferentes períodos de ciclagem. O teste t de Student não revelou diferenças estatisticamente significativas entre os valores médios de remoção de torque obtidos antes e após ciclagem mecânica, exceto para o grupo 4. A manutenção do torque permitiu estabilidade da junta parafusada neste presente estudo. A ciclagem mecânica associada ao reaperto dos parafusos de pilares não influenciou na manutenção do torque de inserção.

Em um estudo em 2010, Ricomini Filho et al. destacaram que a Implantodontia tornou-se uma das técnicas de reabilitação mais bem sucedidas entre as especialidades médicas e dentárias. Ao longo dos últimos 30 anos evidências clínicas tem mostrado excelentes resultados a longo prazo para implantes osseointegrados com taxa de sucesso acima de 90% (Mangano C et al. 2009; Albrektsson T, 1988). No entanto, este tratamento requer um equilíbrio dinâmico entre fatores mecânicos e biológicos. Fatores mecânicos como o ajuste preciso do implante-abutment e a pré-carga do parafuso-abutment estão envolvidos no sucesso da reabilitação do implante. A perda da pré-carga durante o carregamento oclusal com a prótese em função favorece o desajuste da conexão implante-abutment e isso pode resultar em aumento de stress no implante e componentes de conexão e, conseqüentemente, no osso circundante (Hecker DM et al. 2003; Cibirka RM et al. 2001; Gratton DG et al. 2001). O sucesso dos implantes dentários é dependente primeiramente do fenômeno da osseointegração e depois da manutenção do suporte ósseo (Albrektsson T, 1988; Oh TJ et al. 2002; Brogini N et al. 2006).. A presença de

um microgap na interface implante-butment permite que microorganismos penetrem e colonizem a parte interna do implante. A presença de microorganismos nos tecidos peri-implantares pode levar a uma resposta inflamatória crônica causando falha do implante. Peri-implantite pode levar à perda de implantes em fases posteriores (Oh TJ et al. 2002; Quirynen M et al. 2002; Weng D et al.. 2008) e a correlação entre a acumulação de biofilme e perda óssea progressiva peri-implantar tem sido relatado em estudos experimentais e clínicos (Oh TJ et al. 2002; Brogгинi N et al. 2006; Berglundh T et al. 2007). Variações de temperatura e cargas oclusais pode levar à perda da pré-carga e, conseqüentemente, instabilidade do abutment, modificando o encaixe implante-abutment, o que poderia favorecer a penetração de bactérias na interface. Assim, este estudo in vitro avaliou a perda da pré-carga e a penetração das bactérias através da interface implante-pilar dos sistemas de hexágono externo submetido a ciclos térmicos e fadiga mecânica. Quatro diferentes sistemas de conexão implante-pilar foram avaliados (n=6): hexágono externo com munhão universal, cone Morse com munhão universal, cone Morse com munhão universal parafuso passante e cônica justaposição com pilar padrão. Os espécimes (implante-pilar) foram submetidos à ciclagem térmica (1000 ciclos a 5°C e 55°C) e à fadiga mecânica (1,0 milhão de ciclos, 1,0 Hz, 120 N). Os espécimes foram imersos em caldo Tryptic Soy + Yeast Extract contendo *Streptococcus sanguinis* e incubados a 37°C e 10% de CO₂ por 72 h. Os valores de destorque foram registrados. A infiltração bacteriana foi avaliada e os pilares foram observados por microscopia eletrônica de varredura. Os dados de pré-carga foram analisados estatisticamente por ANOVA a dois critérios e teste de Tukey, com nível de significância de 5%. Todos os sistemas de pilares parafusados apresentaram maiores valores de destorque quando submetidos à CF (p<0,05) e todos os sistemas cônicos apresentaram infiltração bacteriana. Os resultados mostram que não houve relação entre a perda da pré-carga e a infiltração bacteriana.

Em 2006, Nakamura LH et al. fizeram um estudo com o objetivo de avaliar o torque de afrouxamento de parafusos de fixação de "abutment". Foram formados seis grupos: grupos HE-TiS e HE-TiNS (implante e "abutment" de hexágono externo, parafuso de titânio, submetido e não-submetido ao ensaio), grupos HE-AuS e HE-AuNS (implante e "abutment" de hexágono

externo, parafuso de ouro, submetido e não-submetido ao ensaio), grupo HI-TiS e HI-TiNS (implante e "abutment" de hexágono interno, parafuso de titânio, submetido e não-submetido ao ensaio). Para a realização da ciclagem mecânica, foi desenvolvida uma máquina de ensaio cuja carga máxima aplicada foi de 120N em sentido axial, com deslizamento de 0,3mm sobre a superfície oclusal da coroa e força de atrito de 28N a uma frequência de 60 ciclos por minuto, durante 500.000 ciclos. O torque de apertamento inicial dos parafusos de fixação foi de 32 N.cm e o torque de afrouxamento mensurado a cada 100.000 ciclos nos grupos submetidos ao ensaio e a cada 24 horas após o torque de apertamento nos grupos não-submetidos ao ensaio. Os resultados sugerem que os valores de destorque dos parafusos de fixação foram menores em todos os grupos submetidos ao ensaio; o destorque foi estatisticamente menor para os parafusos de titânio quando comparados os grupos HE-TiS ($15,56 \pm 1,38$ N.cm)/HE-AuS ($18,15 \pm 1,85$ N.cm) e os grupos HE-TiNS ($23,76 \pm 1,59$ N.cm)/HE-AuNS ($27,06 \pm 1,23$ N.cm); o destorque dos parafusos de titânio também foi estatisticamente menor quando utilizados nos grupos HE-TiS ($15,56 \pm 1,38$ N.cm) comparados aos grupos HI-TiS ($18,56 \pm 1,14$ N.cm).

Ricardo Padilha et al. em 2008 observou que o sucesso da restauração protética suportada por implantes osseointegrados está diretamente relacionado à precisão e adaptação dos componentes, a estabilidade da interface abutment-implante, assim como a resistência desta interface quando submetida a cargas durante a função mastigatória. Dessa forma, o objetivo deste trabalho foi avaliar o torque de afrouxamento de abutments sólidos conectados a implantes de dois estágios com conexão Cone-Morse, em relação a condição inicial de torque de apertamento de 25 Ncm, após ensaio de ciclagem mecânica, bem como comparar a existência da diferença no torque de afrouxamento entre os sistemas Ankylos (Dentsply/Mannheim, Alemanha) e AR Morse (Conexão Sistema de Prótese Ltda/São Paulo, Brasil). Foram formados dois grupos (n=10), sendo estes: grupo A (Implantes Ankylos unidos à abutments Standard retos), grupo C (Implantes Conexão AR Morse unidos a abutments Speed sólidos retos). Para a realização da ciclagem mecânica, os abutments foram apertados com torque de 25 Ncm e reapertados após dez minutos. Todas as amostras foram submetidas à 345.600 ciclos em uma máquina de ensaio, cuja carga aplicada foi de 80 N e frequência de 4 Hz.

Imediatamente após o término dos ciclos, o torque necessário para o afrouxamento dos abutments foi aferido. Os resultados obtidos sugerem que não houve diferença significativa entre os grupos A e C e a média do torque de afrouxamentos de ambos os grupos foi maior do que o torque de apertamento preconizado pelos fabricantes (25 Ncm).

Barbosa GAS et al. 2008 correlacionou o nível de desajuste vertical pilar/implante a perda do torque aplicado (destorque). Um modelo de trabalho foi obtido a partir de uma matriz metálica com cinco implantes tipo hexágono externo (Titamax, Neodent, Curitiba, Brasil) com plataforma regular (4,1 mm). Sobre esta matriz, quatro infra-estruturas foram enceradas utilizando pilares tipo UCLA e fundidas em monobloco com titânio comercialmente puro (Tritan grau I, Dentaurum, Alemanha). Os desajustes foram analisados com um microscópio óptico comparador (Mytutoyo, Japão) após torque de 20 Ncm. O maior valor de desajuste observado por pilar foi utilizado. O valor do torque de desaperto, avaliado com um torquímetro digital (TQ-680, Instrutherm, Brasil), foi calculado em porcentagem do valor do torque inicial (100%) dado aos parafusos protéticos. O teste de correlação de Pearson ($p < 0,05$), entre os valores de desajuste ($29,08 \pm 8,78 \mu\text{m}$) e as porcentagens da perda de torque ($50,71 \pm 11,37\%$), não mostrou correlação estatisticamente significativa ($p = 0,295$) entre tais fatores. Pôde ser concluído que não necessariamente grandes valores de desajustes verticais implicarão em grandes perdas de torque.

Procurando comparar tipos de parafuso, em 2008 STUKER RA relatou que quando duas superfícies metálicas estão em contato forças de adesão e fricção limitam o movimento entre elas. Um método aplicado e destinado a reduzir o atrito e melhorar a aderência consiste na interposição de uma película de lubrificação entre essas duas superfícies. Um metal com resistência baixa ao cisalhamento como é o caso do ouro puro pode agir como lubrificante seco. Quando comparado com parafusos sem revestimento de ouro (LANG LA et al. 2003) observava que quando comparava o parafuso de ouro puro com parafuso sem revestimento de ouro encontrou que aquele coberto por ouro submetidos aos torques de 12, 20 e 32N/cm visando 0,0064mm de abertura da interface implante-pilar apresentaram 26%, 24% e 24% de aumento de pré-carga respectivamente. Em outro estudo Cantwell A, Hobkirk JÁ. 2004

verificou-se que quando uma força de torque é aplicado em um parafuso de abutment uma parte significativa dessa força é perdida devido ao atrito entre os pontos de contato das superfícies metálicas inibindo a rotação do parafuso. Assim diminuindo o atrito entre as superfícies metálicas pode-se aumentar a rotação do parafuso e conseqüentemente a pré-carga. Sendo assim, vários autores ainda consideram os problemas de fratura e perda de componentes como a principal causa de falha das restaurações implanto-suportadas. Por isso a proposta de Stuker RA, 2008, com um estudo in vitro, foi comparar a pré-carga de 3 diferentes tipos de parafuso para abutment transmucoso usado em prótese unitária implanto suportada e as medidas de torque de remoção. Três jogos de hexágono externo foram usados e cada um recebeu um abutment com seu respectivo parafuso nos seguintes grupos: Grupo A: parafuso de ouro. Grupo B: parafuso de titânio. Grupo C: Parafuso de titânio com superfície tratada- Ti-tit. 10 parafusos de cada tipo foram aplicados na força de torque de 30.07 +- 0,28N/cm e mantido em posição por 5 minutos. Após isso os valores de pré-carga foram medidos usando medidores de tensão e célula de medição. Os parafusos de ouro apresentaram altos valores de pré-carga (131,72 +- 8,98 N/cm) seguido por parafusos de titânio com superfície tratada (97,78+- 4,68N/cm) e parafusos de titânio (37,03 +- 5,69N/cm). Anova ($p>0,05$) e tukey($p>0,05$) foram aplicados. Diferenças estatisticamente significantes foram encontradas entre os grupos, tanto nos valores de pré-carga como nos valores de torque de remoção. Concluiu-se que os parafusos de ouro podem ser indicados por alcançar longevidade superior na junção abutment-implant e conseqüentemente devido aos maiores valores de pré-carga a restauração protética terá uma maior longevidade.

Alguns autores afirmam que o sistema de conexão de hexágono externo são mais propensos ao afrouxamento do parafuso (Henry et al. 1996; Khraisat et al. 2004). Em teoria as conexões internas mostram maior distribuição de força da carga mecânica, maior estabilidade e maior resistência à cargas laterais (Maeda et al. 2006), mas Tesuge e Hagiwara 2009, não encontraram diferenças entre hexágono interno e hexágono externo no que diz respeito aos valores de torque do parafuso. Outros estudos mostraram que os implantes do tipo cone Morse tem resistência superior ao afrouxamento do parafuso quando comparado ao hexágono externo (Kitagawa et. AL. 2005). No entanto o

hexágono externo é o projeto mais amplamente utilizado para sistemas de implantes dentários (Binon, 2000).

Então pensando nisso, a proposta de Cardoso M et al. (2011) foi avaliar a variação do torque de remoção de parafusos protéticos após sucessivos ciclos de aperto e afrouxamento, além de avaliar a influência do hexágono no torque de remoção dos parafusos. Para tanto, 20 pilares hexagonais foram apertados com parafuso de liga de titânio com torque de inserção de 32N/cm medidos com medidor digital de torque. Os conjuntos implante/abutment/parafuso foram divididos em 2 grupos: Grupo 1: abutment sem hexágono na base e grupo 2: abutment com hexágono na base. Cada conjunto recebeu uma restauração provisória e foi submetido a ciclos de carga mecânica. Após isso os parafusos foram removidos e o torque de remoção medido. Essa sequência se repetiu 10 vezes e então o parafuso foi substituído por um novo e um outro ciclo foi realizado. Análise estatística foi realizada por teste de análise de regressão linear. Os resultados obtidos mostraram valores de torque de remoção tendendo a diminuir, a medida que o número de ciclos de aperto e afrouxamento aumentam, tanto no grupo 1 como no grupo 2. A comparação entre os grupos não mostrou diferenças estatísticas entre eles. Também não se obteve diferença significativa entre os valores médios de torque de remoção dos últimos 5 ciclos. Concluiu-se que repetidos ciclos de inserção e afrouxamento promoveu redução gradual no torque de remoção do parafuso. Substituindo o parafuso por um novo após 10 ciclos não aumenta a resistência ao afrouxamento. A remoção do hexágono da base do pilar não teve efeito sobre o torque de remoção dos parafusos.

Byrne D et al (2006) comparou três parafusos (liga de titânio, liga de ouro, e revestidas de ouro), com geometria similar gravando a pré-carga induzida quando torques de 10, 20 e 35 Ncm foram usados para a fixação. Dois tipos de pilar foram utilizados: abutments pré-fabricados e cast-on abutments. A plataforma de design personalizada foi usada para medir pré-carga no conjunto pilar-parafuso-implante com um medidor de tensão. Dez parafusos de cada tipo foram seqüencialmente apertados a 10, 20 e 35 Ncm em dez dos dois tipos de abutment. Os mesmos parafusos foram soltos e reapertados. Este procedimento foi repetido. Assim, cada parafuso foi apertado por três vezes para os três torques de inserção. Um modelo de

regressão linear foi utilizado para analisar os efeitos sobre os valores de pré-carga para cada tipo de parafuso e tipo de pilar para cada um dos três torques de inserção. Os resultados indicaram que o parafuso de ouro revestido gerou o maior pré-carga para todos os torques de inserção e para cada episódio de aperto. O parafuso de ouro revestido, fixado ao pilar pré-fabricado apresentou maior pré-carga para o primeiro aperto em 10, 20 e 35 Ncm. Por outro lado, o mesmo parafuso fixo ao abutment cast-on apresentou valores mais elevados para o segundo e terceiro aperto para todos os torques de fixação. Todos os parafusos mostraram deterioração na pré-carga com o número de vezes apertados. Dada a maior pré-carga gerada utilizando o parafuso de ouro revestido com ambos os tipos de pilar, é mais provável que este tipo de parafuso manterá uma articulação segura quando apertados pela segunda e terceira vez. Então, todos os tipos de parafusos apresentaram alguma decadência na pré-carga com apertos repetidos, independentemente do tipo de pilar e torque de inserção. O parafuso de ouro revestido mostrou pré-cargas marcadamente superiores para todos os torques de inserção e para todas as instâncias do aperto, quando comparado com os parafusos sem revestimento.

Alguns fabricantes de implantes têm introduzido parafusos de pilar com superfícies tratadas, em um esforço para aumentar a pré-carga e reduzir o afrouxamento. Will C. Martin et al. (2001) avaliou os materiais e as superfícies de 4 parafusos de pilar disponíveis comercialmente na geração de pré-carga. Vinte de cada um dos seguintes parafusos pilar-Gold-Tite (Gt), TorqTite (Tt), liga de ouro (Ga), e liga de titânio (Ta), foram divididos em dois grupos. Medições foram registradas para cada parafuso de pilar montado em $3,75 \times 18$ mm do implante hexágono externo com um pilar de titânio. Medidas de ângulo de rotação foram realizados nos 4 parafusos de pilar em 20 e 32 Ncm. Valores de torque de remoção foram gravados e usados para gerar indiretamente valores de pré-carga. Blocos de espécimes de implante foram seccionados e avaliados qualitativamente com o SEM. Aos 20 e 32 Ncm, o maior ângulo de rotação foram registrados para os grupos Tt: $21,2 \pm 3,1$ graus e $38,1 \pm 8,7$ graus, respectivamente. Os valores de maior pré-carga de 20 e 32 Ncm foram calculados para os grupos Gt: $596,8 \pm 101,2$ N e $1015,3 \pm 191,2$ N, respectivamente. Os

parafusos Gt e Tt com superfícies melhoradas que ajudam a reduzir o coeficiente de atrito produziu maiores ângulos de rotação e valores pré-carga do que a liga de ouro convencional e parafusos de liga de titânio.

Conexões internas cônicas foram desenvolvidas para melhorar as propriedades biomecânicas e para reduzir os problemas mecânicos encontrados nos sistemas de conexão de outros implantes (Coppedê AR et al. 2009). Pensando nisso o objetivo deste estudo foi avaliar os efeitos da carga mecânica e repetidos ciclos de inserção/remoção sobre a perda de torque de pilares com ligações internas afiladas. Sessenta e oito implantes cônicos e 68 pilares de dois tipos foram usados. Eles foram divididos em quatro grupos: os grupos 1 e 3 receberam pilares sólidos, e os grupos 2 e 4 receberam duas peças pilares. Nos grupos 1 e 2, os pilares foram simplesmente instalados e desinstalados; valores de torque de inserção e remoção foram medidos. Sob carga mecânica, duas peças abutments foram travadas por fricção no implante, assim, os dados do grupo 4 foram catalogados em dois subgrupos (4a: valor de torque de remoção necessário para soltar o parafuso de fixação; 4b: valor de torque de remoção necessário para remover o abutment do implante). Dez ciclos de inserção/remoção foram realizados para cada conjunto implante/abutment. Os dados foram analisados com um modelo misto linear ($P < 0,05$). A perda de torque foi maior nos grupos 4 e 2 (mais de 30% de perda), seguido pelo grupo 1 (10,5% de perda), grupo 3 (5,4% de perda) e grupo 4b (39% ganho de torque). Todos os resultados foram significativamente diferentes. Como o número ciclos de inserção/remoção aumentou, os torques de remoção tenderam a ser menores. Concluiu-se que a carga mecânica aumentou o torque de remoção de pilares carregados em comparação com abutments descarregados, e os valores de torque de remoção tenderam a diminuir à medida que o número ciclos de inserção/remoção aumentou.

Em 2008, L.G.D. DAROZ et al. fizeram um estudo com o objetivo de avaliar a força de destorque de parafusos protéticos antes e após o procedimento de retificação da base de assentamento dos parafusos protéticos às infra-estruturas. A partir de matriz metálica contendo três réplicas de pilares cônicos (Micro-Unit; Conexão) dispostos 10mm de centro a centro, foram

confeccionadas dez estruturas múltiplas fundidas em monobloco de titânio. As estruturas múltiplas fundidas foram apertadas sobre os pilares da matriz metálica com torque de 10Ncm. A seqüência de parafusamento deu-se do pilar central para os distais. A força (Ncm) necessária para o destorque foi avaliada utilizando-se torquímetro digital (TQ3000; Lutron, Taipei, Taiwan). Esse procedimento foi conduzido antes e após a retificação da base de assentamento dos parafusos protéticos, por meio do uso de ponta retificadora manual (Conexão Sistemas de Prótese, São Paulo, Brasil). Foram calculados os valores médios de destorque para cada estrutura, antes e após a retificação. Teste t para amostras pareadas foi utilizado para comparação das situações avaliadas. Observou-se diferença significativa entre o valor médio de força de destorque dos parafusos protéticos antes ($5,78 \pm 1,03$ Ncm) e após ($7,06 \pm 0,62$ Ncm) os procedimentos de retificação ($p < 0,01$). Concluiu-se então que o processo de retificação da base de assentamento aumentou significativamente os valores da força necessária para o destorque dos parafusos protéticos das estruturas múltiplas implanto-retidas fundidas.

Proposição

3 – Proposição

O objetivo desta pesquisa foi avaliar, por meio da mensuração do valor de destorque, a manutenção da pré-carga em diferentes parafusos de retenção de pilares UCLA, utilizados para confeccionar coroas unitárias sobre implantes de hexágono externo, submetidas à ciclagem mecânica.

Material e Método

4 – Material e Método

4.1 – Preparação dos corpos de prova

4.1 a) Escolha dos componentes:

Para a realização desta pesquisa foram utilizados implantes de conexão externa com plataforma de 4.1mm e respectivos pilares calcináveis do tipo UCLA para confecção das coroas (Implalife Biotecnologia Ltda., Jales, SP, Brasil). A fim de efetivar a junção parafusada foram utilizados parafusos de retenção do pilar UCLA, divididos em quatro grupos (n=10) de acordo com os diferentes tipos, fabricante e torque de inserção recomendado, como mostram a Tabela 1.

Tabela 1- Composição dos grupos de estudo.

Grupo	Parafuso / fabricante	Tipo de parafuso	Torque recomendado (N/cm)
A	BRUNIHT / 3i – Implant Innovations, Palm Beach Gardens, FL, EUA	Parafuso de retenção em liga de titânio (Ti6Al4V)	20
B	Gold-Tite / 3i – Implant Innovations, Palm Beach Gardens, FL, EUA	Parafuso de retenção em liga de ouro (Pd/Au) com recobrimento de ouro 24 quilates	20
C	Neotorque / Neodent, Curitiba, PR, Brasil	Parafuso de retenção em liga de titânio com recobrimento de carbono tipo diamante (DLC - diamond like carbon)	32
D	Ti-Tite / Conexão Sistema de Prótese, Aruja, SP, Brasil	Parafuso de retenção em liga de titânio com recobrimento de nitrito de titânio alumínio	35

4.1 b) *Confecção das coroas metálicas:*

Para a confecção das coroas metálicas a serem parafusadas aos implantes foram utilizados pilares protéticos do tipo UCLA calcináveis. Tais pilares foram encerados em formato tronco-cônico até as dimensões de 8mm de altura por 8mm de largura em seu maior diâmetro, conforme pode ser verificado no esquema ilustrativo da Figura 1, contendo na sua região oclusal um “slice” unilateral, sobre o qual seria posicionada uma esfera de aço para aplicação do carregamento durante o ensaio de fadiga cíclica. Para padronizar o tamanho e formato das coroas, estas foram enceradas em matrizes bipartidas de silicone. Posteriormente ao enceramento, as coroas foram fundidas (Figura 2) em liga de CoCrMo (Wironia® light, BEGO Bremer Goldschlägerei, Bremen, Alemanha) pela técnica da cera perdida.



Figura 1 – Esquema ilustrativo de coroa a ser parafusada sobre implante.



Figura 2 – Coroa metálica pronta para ser designada a um dos grupos.

4.1 c) *Embutimento dos implantes para a realização das análises de torque e destorque, antes e após a ciclagem mecânica:*

Todos os implantes que comporiam os corpos-de-prova foram incluídos em resina de poliéster modificada autopolimerizável (Technovit 4000 – Cold-curing resin for metallographic testings, Heraeus Kulzer GmbH, Wehrheim, Germany) com auxílio de um dispositivo metálico bipartido, de modo que ficassem com uma inclinação de 30° em relação ao eixo vertical, objetivando aplicação de um carregamento oblíquo sobre os mesmos (Figura 3).

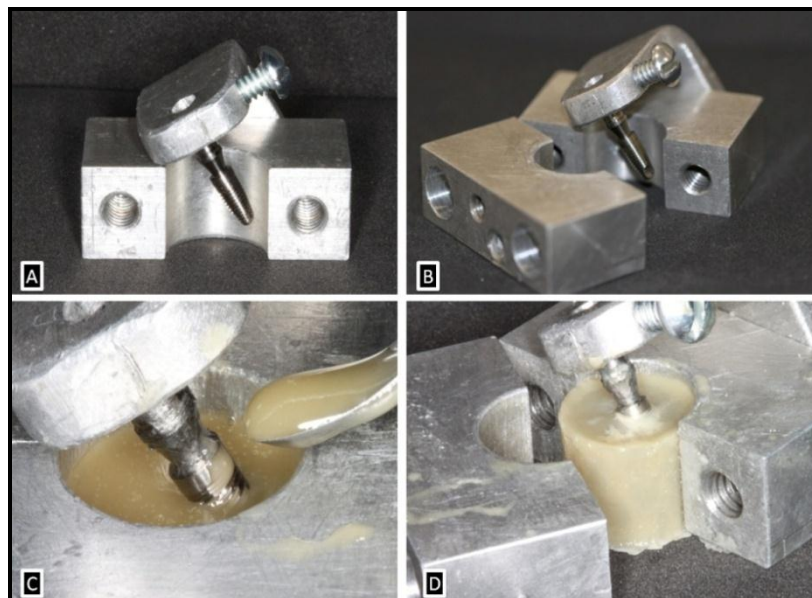


Figura 3 – A e B) Implante posicionado no dispositivo metálico desenvolvido para o embutimento com inclinação de 30°. C) inserção da resina no orifício do dispositivo. D) Após a polimerização, abertura do dispositivo.

4.1 d) Sorteio dos espécimes:

Antes da realização dos testes, foi realizado um sorteio que permitiu determinar uma seqüência aleatória para avaliação da pré-carga e ciclagem mecânica dos espécimes, que pode ser visualizada na tabela 2.

Tabela 2 - Seqüência do Sorteio

C2	A9	A3	B8
B4	D10	A5	D2
A6	C10	D9	A7
B7	C6	C1	B1
B9	A10	B6	A8
A4	B2	D8	C9
C8	D5	B10	B3
D1	C5	D4	A2
C4	A1	C3	D6
D7	C7	B5	D3

4.1 e) Mensuração do destorque – antes e depois da ciclagem mecânica:

Para aplicar o torque recomendado por cada fabricante nos parafusos de retenção e mensurar o valor de destorque nos mesmos foi utilizado um medidor analógico de torque, também chamado de torquímetro (Tohnichi Torque Gauge, BTG36CN-S, Tohnichi MFG. CO., LTD., Tokio, Japan) (Figura 4), conforme descrito na Tabela 1. Esse torquímetro analógico permite o apertamento do parafuso de retenção, ou seja, o torque, quando acionado em sentido horário (torque de aperto ou simplesmente torque) e também permite mensurar o valor de destorque (torque de afrouxamento do parafuso de retenção ou destorque) quando acionado em sentido anti-horário. Para tal, são adaptadas ao torquímetro chaves específicas para cada parafuso de retenção (hexagonal para os parafusos dos grupos A, B e C; e quadrada para os do grupo D). Durante a aplicação do torque e verificação do destorque, os corpos-de-prova e o torquímetro foram devidamente fixados em um conjunto de dispositivos metálicos, para que se mantivessem estáveis durante as leituras (Figuras 5 e 6).



Figura 4 – Vista lateral e superior do medidor analógico de torque (Tonichi BTG36CN-S).

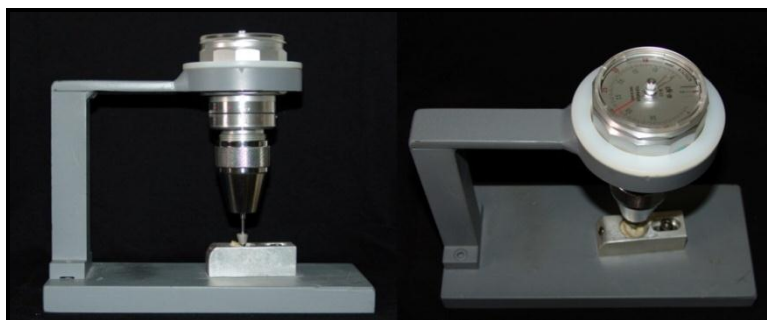


Figura 5 – Vista lateral e superior dos dispositivos metálicos responsáveis pelo posicionamento do medidor analógico de torque e do corpo-de-prova durante as mensurações.

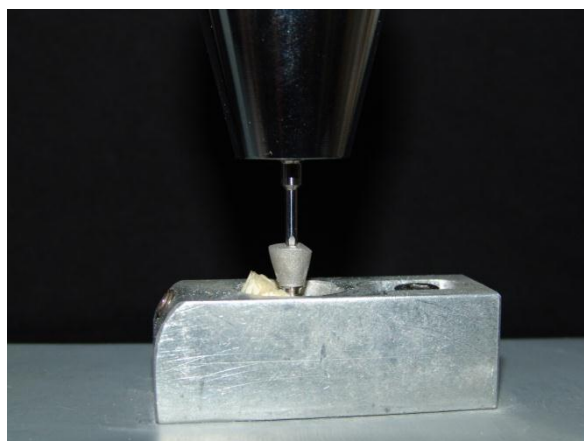


Figura 6 – Vista aproximada da chave hexagonal posicionada sobre o corpo-de-prova devidamente estabilizado pelo dispositivo metálico.

A leitura dos valores de destorque foi realizada da seguinte maneira, em cada corpo-de-prova: inicialmente, o torque apropriado foi aplicado ao parafuso e após um intervalo de tempo de três minutos foi mensurado o destorque, seguindo a metodologia de Breeding e colaboradores (1993). Esta leitura foi considerada como destorque inicial, a qual permite avaliar a manutenção da pré-carga antes da ciclagem mecânica. Este procedimento foi repetido três vezes em cada corpo-de-prova, a fim de se obter os valores e uma média de destorque inicial para cada espécime (Tabelas 1A e 2A, no anexo). Após essa

verificação inicial do destorque, os parafusos receberam um novo torque, conforme descrito anteriormente, para então serem posicionados na máquina de ensaios eletromecânicos de fadiga e, em seguida, submetidos à ciclagem mecânica (Figura 7).



Figura 7 – Corpo-de-prova contendo o implante no interior do cilindro de resina e a coroa parafusada, prontos para aplicação do carregamento (ciclagem mecânica).

4.2 - Ciclagem Mecânica

Após as avaliações iniciais, os corpos-de-prova foram submetidos à ciclagem mecânica em um equipamento eletromecânico de ensaio de fadiga por mastigação (MSFM – ELQUIP, Equipamentos para Pesquisa Odontológica, São Carlos – SP, Brasil) (Figura 8). O equipamento foi calibrado para operar em um total de 1×10^6 de ciclos, a uma frequência de 2 Hz, imprimindo um carregamento dinâmico de $130\text{N} \pm 10\text{N}$, incidindo obliquamente (30°) sobre o *slice* de cada corpo-de-prova, por meio de uma esfera de aço com 4mm de diâmetro previamente revestida por uma fina camada de graxa (Graxa azul universal, FBS Lubrificantes Especiais, Araçoiaba da Serra – SP, Brasil) para reduzir a fricção.

Este equipamento permite que sejam ensaiados seis corpos-de-prova de cada vez, imersos em água destilada com circulação constante à temperatura de $37^\circ\text{C} \pm 2^\circ\text{C}$, controlados automaticamente pelo próprio equipamento. Para a designação de quais corpos-de-prova seriam posicionados de cada vez no equipamento, foi seguida a seqüência aleatória gerada pelo sorteio mencionado anteriormente (Tabela 2). Os corpos-de-prova foram fixados aos

orifícios do equipamento eletromecânico com o auxílio de cola quente, de modo que ficassem totalmente estabilizados e não sofressem movimentação durante o ensaio.



Figura 8– Vista frontal do equipamento eletromecânico de ensaio de fadiga por mastigação, no qual os corpos-de-prova foram submetidos à ciclagem mecânica.

Como já citado anteriormente, após a ciclagem mecânica os corpos-de-prova foram novamente avaliados com relação aos valores de destorque através das metodologias previamente descrita. Sendo assim, foi realizada nova leitura de destorque, denominada destorque final (Tabelas 3A e 4A, do anexo).

Resultados

5 – Resultados

Os valores de destorque obtidos durante a realização do projeto foram valores absolutos, porém, para que pudesse ser realizada a análise comparativa dos resultados entre os grupos necessitou-se transformar esses valores em porcentagem, visto que para cada grupo foi dado um torque diferente (recomendado pelo fabricante). Esses valores encontram-se nas Tabelas 3 a 6.

Tabela 3 – Valores absolutos e transformados em porcentagem de destorque inicial e final obtidos no grupo A.

Torque Aplicado	Grupos	Inicial – absoluto	inicial - %	Final - absoluto	Final - %
20N	A1	14	70	14,5	72,5
	A2	16,17	80,85	12,5	62,5
	A3	12,83	64,15	12,5	62,5
	A4	17,17	85,85	14,5	72,5
	A5	18	90	15	75
	A6	17	85	15	75
	A7	14	70	13,5	67,5
	A8	17,33	86,65	14	70
	A9	13,33	66,65	15,5	77,5
	A10	14,67	73,35	11	55
Média		15,45	77,25	13,8	69

Tabela 4 – Valores absolutos e transformados em porcentagem de destorque inicial e final obtidos no grupo B.

Torque Aplicado	Grupos	Inicial – absoluto	inicial - %	Final - absoluto	Final - %
20N	B1	15	75	14	70
	B2	17,5	87,5	16	80
	B3	12	60	11,5	57,5
	B4	14	70	13,5	67,5
	B5	15,5	77,5	15,5	77,5
	B6	14,5	72,5	15	75
	B7	14,33	71,65	14,5	72,5
	B8	16,83	84,15	12,5	62,5
	B9	15,33	76,65	14	70
	B10	11,67	58,35	17,5	87,5
Média		14,666	73,33	14,4	72

Tabela 5 – Valores absolutos e transformados em porcentagem de destorqe inicial e final obtidos no grupo C.

Torque Aplicado	Grupos	Inicial – absoluto	inicial - %	Final - absolto	Final - %
32N	C1	27,17	84,91	25	78,13
	C2	24,67	77,09	23	71,88
	C3	25,83	80,72	22,5	70,31
	C4	26,5	82,81	21,5	67,19
	C5	25,83	80,72	24,5	76,56
	C6	26,33	82,28	23,5	73,44
	C7	24,67	77,09	27	84,38
	C8	26,5	82,81	24	75
	C9	23,83	74,47	26	81,25
	C10	23,33	72,91	24	75
Média		25,466	79,581	24,1	75,314

Tabela 6 – Valores absolutos e transformados em porcentagem de destorqe inicial e final obtidos no grupo D.

Torque Aplicado	Grupos	Inicial – absoluto	inicial - %	Final - absolto	Final - %
35N	D1	25,83	73,8	22	62,86
	D2	24,17	69,06	25,5	72,86
	D3	25,83	73,8	23,5	67,14
	D4	24,17	69,06	26	74,29
	D5	24,33	69,51	25	71,43
	D6	25,67	73,34	20	57,14
	D7	23,83	68,09	26,5	75,71
	D8	24,83	70,94	26	74,29
	D9	23,5	67,14	26,5	75,71
	D10	24,5	70	20	57,14
Média		24,666	70,474	24,1	68,857

Os valores transformados em porcentagem foram submetidos à análise de variância (ANOVA) e Teste de Fisher com nível de significância de 5% (tabela 7).

Tabela 7 – Tabela da análise de variância - ANOVA

ANOVA Table for Valores

	DF	Sum of Squares	Mean Square	F-Value	P-Value	Lambda	Power
Grupos	3	616.463	205.488	4.098	.0096	12.294	.835
Destorque	1	298.919	298.919	5.962	.0171	5.962	.674
Grupos * Destorque	3	154.348	51.449	1.026	.3863	3.078	.260
Residual	72	3610.180	50.141				

Means Table for Valores

Effect: Grupos * Destorque

	Count	Mean	Std. Dev.	Sd. Err.
Grupo A, Inicial	10	77.250	9.441	2.986
Grupo A, Final	10	69.00	7.091	2.242
Grupo B, Inicial	10	73.330	9.224	2.917
Grupo B, Final	10	72.000	8.644	2.734
Grupo C, Inicial	10	79.581	3.974	1.257
Grupo C, Final	10	75.314	5.093	1.611
Grupo D, Inicial	10	70.474	2.415	.764
Grupo D, Final	10	68.857	7.372	2.331

Avaliando a diferença de destorque inicial entre os grupos, observou-se que houve diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) somente entre os grupos A e D; C e D, sendo que a maior diferença foi encontrada entre os grupos C e D ($p = 0,062$). Tabela 8 e figura 9.

Tabela 8 – Diferença de destorque inicial entre os grupos

Fisher's PLSD for Valores

Effect: Grupos

Significance Level: 5 %

Split By: Destorque

Cell: Inicial

	Mean Diff.	Crit. Diff.	P-Value	
Grupo A, Grupo B	3.920	6.346	.2184	
Grupo A, Grupo C	-2.331	6.346	.4612	
Grupo A, Grupo D	6.776	6.346	.0371	S
Grupo B, Grupo C	-6.251	6.346	.0534	
Grupo B, Grupo D	2.856	6.346	.3675	
Grupo C, Grupo D	9.107	6.346	.0062	S

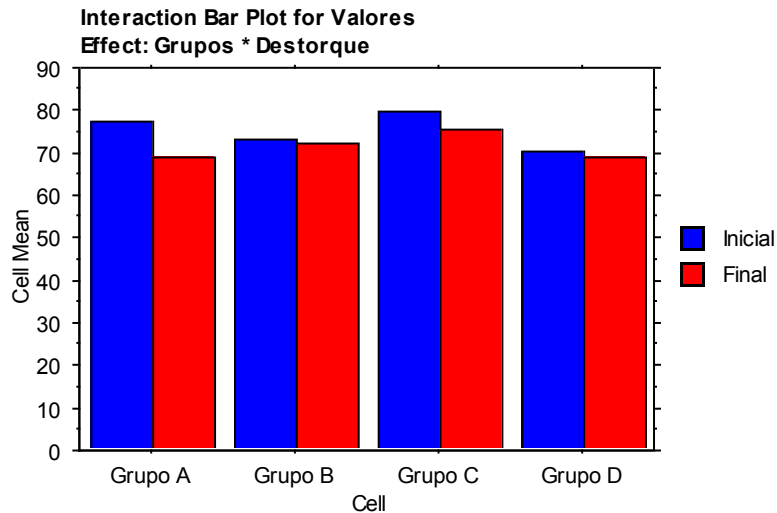


Figura 9 – Gráfico ilustrativo dos valores em porcentagem de destorque inicial e final nos grupos A, B, C e D.

Da mesma forma, mas agora avaliando os valores de destorque final (após a ciclagem mecânica), não observou-se diferença estatisticamente significativa ($p > 0,05$) entre os grupos, sendo que houve maior semelhança nos resultados entre os grupos A e D ($p = 0,9646$). Tabela 9.

Tabela 9 – Diferença de destorque final entre os grupos

Fisher's PLSD for Valores
 Effect: Grupos
 Significance Level: 5 %
 Split By: Destorque
 Cell: Final

	Mean Diff.	Crit. Diff.	P-Value
Grupo A, Grupo B	-3.000	6.498	.3553
Grupo A, Grupo C	-6.314	6.498	.0565
Grupo A, Grupo D	.143	6.498	.9646
Grupo B, Grupo C	-3.314	6.498	.3078
Grupo B, Grupo D	3.143	6.498	.3331
Grupo C, Grupo D	6.457	6.498	.0514

Em uma análise geral dos valores de destorque entre os grupos, independentemente do momento (se inicial ou final), observou-se diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) entre os grupos B e C; C e D, conforme mostra a tabela 10.

Também em análise geral, independente dos grupos, considerando todos os valores de destorque, foi constatado diferença estatisticamente significativa ($p=0,0171$) entre as leituras inicial e final (Tabela 11).

Tabela 10 – Análise da diferença de valores de destorque inicial e final

Fisher's PLSD for Valores
Effect: Grupos
Significance Level: 5 %

	Mean Diff.	Crit. Diff.	P-Value	
Grupo A, Grupo B	.460	4.464	.8378	
Grupo A, Grupo C	-4.323	4.464	.0575	
Grupo A, Grupo D	3.459	4.464	.1267	
Grupo B, Grupo C	-4.783	4.464	.0361	S
Grupo B, Grupo D	2.999	4.464	.1846	
Grupo C, Grupo D	7.782	4.464	.0009	S

Tabela 11 – Análise independente dos grupos considerando destorque inicial e final.

Fisher's PLSD for Valores
Effect: Destorque
Significance Level: 5 %

	Mean Diff.	Crit. Diff.	P-Value	
Inicial, Final	3.866	3.156	.0171	S

Nas tabelas 12, 13, 14 e 15 pode-se observar as diferenças entre o destorque inicial e final dentro de cada grupo. Verificou-se diferença estatisticamente significativa somente no grupo A ($p=0,0403$). Observou-se também que os grupos B e D apresentaram os resultados mais próximos ($p=0,7432$ e $p=0,5181$), respectivamente.

Tabela 12 – Valores em porcentagem da diferença do destorque inicial e final dentro do grupo A.

Fisher's PLSD for Valores
Effect: Destorque
Significance Level: 5 %
Split By: Grupos
Cell: Grupo A

	Mean Diff.	Crit. Diff.	P-Value	
Inicial, Final	8.250	7.844	.0403	S

Tabela 13 - Valores em porcentagem da diferença do destorque inicial e final dentro do grupo B

Fisher's PLSD for Valores
Effect: Destorque
Significance Level: 5 %
Split By: Grupos
Cell: Grupo B

	Mean Diff.	Crit. Diff.	P-Value
Inicial, Final	1.330	8.399	.7432

Tabela 14 - Valores em porcentagem da diferença do destorque inicial e final dentro do grupo C.

Fisher's PLSD for Valores
Effect: Destorque
Significance Level: 5 %
Split By: Grupos
Cell: Grupo C

	Mean Diff.	Crit. Diff.	P-Value
Inicial, Final	4.267	4.292	.0512

Tabela 15 - Valores em porcentagem da diferença do destorque inicial e final dentro do grupo D.

Fisher's PLSD for Valores
Effect: Destorque
Significance Level: 5 %
Split By: Grupos
Cell: Grupo D

	Mean Diff.	Crit. Diff.	P-Value
Inicial, Final	1.617	5.154	.5181

Referências

Referências

Assunção WG, Barão VA, Delben JA, Gomes EA, Garcia IR Jr. Effect of unilateral misfit on preload of retention screws of implant-supported prostheses submitted to mechanical cycling. *J Prosthodont Res* 2010. [Epub ahead of print] DOI:10.1016/j.jpor.2010.05.002.

Assunção WG, Delben JA, Tabata LF, Barão VAR, Gomes EA. Effect of vertical misfit on screw joint stability of implant-supported crowns. *J Mater Eng Perform* 2010. [Epub ahead of print] DOI: 10.1007/s11665-010-9699-9.

Assunção WG, dos Santos PH, Delben JA, Gomes EA, Barão VAR, Tabata LF. Effect of misfit on preload maintenance of retention screws of implant-supported prostheses. *J Mater Eng Perform* 2009;18:935-8.

Att W, Kurun S, Gerds T, Strub JR. Fracture resistance of single-tooth implant-supported all-ceramic restorations: An in vitro study. *J Prosthet Dent* 2006;95:111-6.

Barbosa GAS, Bernardes SR, Neves FD, Fernandes Neto AJ, Mattos MGC, Ribeiro RF. Relation between implant/abutment vertical misfit and torque loss of abutment screws. *B5r8az Dent J* (2008) 19(4): 358-363.

Bickford JH. In: *An introduction to the designs and behavior of bolted joints*. 3rd ed. New York: Marcel Dekker; 1995.

Binon PP, Sutter F, Beaty K, Bruski J, Gulbransen H, Weiner R. The role of screws in implant systems: Osseointegration ten years in private practice conference. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:48-63.

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

Butz F, Heydecke G, Okutan M, Strub JR. Survival rate, fracture strength and failure mode of ceramic implant abutments after chewing simulation. *J Oral Rehabil* 2005;32:838-43.

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

Cardoso M, Torres MF, Lourenço EJV, Telles DM, Rodrigues RCS, Ribeiro RF. Torque removal evaluation of prosthetic screws after tightening and loosening cycles: an in vitro study. *Clin. Oral Impl. Res.* xx, 2011; 000-000. doi: 10.1111/j.1600-0501.2011.02165.x.

Cehreli MC, Akca K, Iplikcioglu H, Sahin S. Dynamic fatigue resistance of implant-abutment junction in an internally notched morse-taper oral implant: influence of abutment design. *Clin Oral Implants Res* 2004;15:459-65.

Cibirka RM, Nelson S, Lang BR, Ruetgeberg FA. Examination of the implant-abutment interface after fatigue testing. *J Prosthet Dent* 2001;85:268-75.

Coppede AR, Mattos MGC, Rodrigues RCS, Ribeiro RF. Effect of repeated torque/mechanical loading cycles on two different abutment types in implants with internal tapered connections: an in vitro study. *Clin. Oral Impl. Res.* 20, 2009 / 624-632.

Delben JA, Gomes EA, Barão VA, Assuncao WG. Evaluation of the effect of retightening and mechanical cycling on Preload Maintenance of Retention Screws. *Int J Oral Implantes Maxillofac.* 2011 Mar-Apr; 26 (2): 251-6.

Dias AH, Olivieri KN, Gianini V, Vaz LG, Kimpara ET, Bottino MA. A influência da ciclagem mecânica na união infra-estrutura cerâmica-revestimento cerâmico. PGR - Pós-Grad Rev Fac Odontol São José dos Campos 2002;5:64-8.

Daroz LGD; Machado ACM; Fragoso WS; Henriques GEP; Nobilo MAA; Mesquita, MF. Influência da retificação manual na força de destorque de parafusos protéticos em estruturas implanto-retidas/ Influence of rectification procedure on the counter-torque force of prosthetic screws of implant-retained frameworks. RGO; 56(3): 253-259, jul.-set. 2008.

Eckert SE, Meraw SJ, Cal E, Ow RK. Analysis of incidence and associated fractures with fractured implants; a retrospective study. Int J Oral Maxillofac Implants 2000;15:662-7.

Fortes RP; Kobayashi WC; Sendyk WR; Waldyr RJ. Análise comparativa do afrouxamento de abutments conectados a implantes Cone-Morse, após ciclagem mecânica/ Comparative analyze of the abutments loosening torque connected to Morse Taper implants, after cyclic loading. ImplantNews; 5(6): 639-645, nov.-dez. 2008.

Goodacre CJ, Kan JY, Rungcharassaeng K. Clinical complications of osseointegrated implants. J Prosthet Dent 1999;81:537-52.

Gratton DG, Aquilino SA, Stanford CM. Micromotion and dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface. J Prosthet Dent 2001;85:47-52.

Gross M, Abramovich I, Weiss EI. Microleakage at the abutment-implant interface of osseointegrated implants: a comparative study. Int J Oral Maxillofac Implants 1999;14:94-100.

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

Kano SC, Bonfante G, Hussne R, Siqueira AF. Use of base metal casting alloys for implant framework: marginal accuracy analysis./ Uso de ligas metálicas básicas em próteses sobre implantes: análise da adaptação marginal. J Appl Oral Sci 2004; 12(4): 337-43.

Kano SC, Binon PP, Bonfante G, Curtis DA. The effect of casting procedures on rotational misfit in castable abutments. Int J Oral Maxillofac Implants. 2007 Jul-Aug;22(4):575-9.

Kano SC, Binon PP, Curtis DA. A Classification System to Measure the Implant-Abutment Microgap. Int J Oral Maxillofac Implants 2007;22:879–885.

Khraisat A, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. J Prosthet Dent 2002;88:604–10.

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

Kourtis SG, Sotiriadou S, Voliotis S, Challas A. Private practice results of dental implants. Part I: survival and evaluation of risk factors – Part II: surgical and prosthetic complications. Implant Dent 2004;13:373-85.

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

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

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

Moraes LMC. Avaliação da adaptação vertical entre intermediários do tipo esteticone e cilindros pré-usinados variando as condições: sobrefundição, torques e parafusos de fixação. [Tese de Doutorado]. Faculdade de Odontologia de Bauru. 2003.

Nakamura LH, Contin I, Pichler EF. Estudo comparativo do afrouxamento de diferentes parafusos de fixação de "abutment" em implantes de hexágono externo e interno, após o ensaio de ciclagem mecânica/ Comparative study of screw loosening for different abutment crew in external and internal hexagonal implant system after cyclic loading. *RPG Rev Pós Grad* 2006;13(1):96-102.

Quek HC, Tan KB, Nicholls JI. Load fatigue performance of four implant-abutment interface designs: effect of torque level and implant system. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008;23:253-62.

Rangel PM, Paulo GP, Gonçalves MC, Itinoche MK, Takahashi FE, Faria R. Torque de remoção de parafusos em pilares protéticos com conexão tipo hexágono interno após ciclagem mecânica. *Cienc Odontol Bras* 2007;10:76-81.

Ricomini Filho AP, Fernandes FSF, Straioto FG, Silva WJ, Del Bel Cury AA. Preload loss and bacterial penetration on different implant-abutment connection systems. *Braz Dent J* (2010) 21(2): 123-129.

Shirakura A, Lee H, Geminiani A, Ercoli C, Feng C. The influence of veneering porcelain thickness of all-ceramic and metal ceramic crowns on failure resistance after cyclic loading. *J Prosthet Dent* 2009;101:119-27.

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

Tzenakis GK, Nagy WW, Fournelle RA, Dhuru VB. The effect of repeated torque and salivary contamination on the preload of slotted gold implant prosthetic screws. *J Prosthet Dent* 2002;88:183-91.

Weiss EI, Kozak D, Gross MD. Effect of repeated closures on opening torque values in seven abutment-implant systems. *J Prosthet Dent* 2000;84:194-9.

Yousef H, Luke A, Ricci J, Weiner S. Analysis of changes in implant screws subject to occlusal loading: a preliminary analysis. *Implant Dent* 2005;14:378-82.

ANEXO

Valores obtidos e uma média de destorque inicial para cada espécime.
(Tabelas 1A e 2A).

Tabela 1A: Tabela dos valores originais obtidos com as três verificações de destorque em cada espécime, bem como os valores médios, seguindo a seqüência aleatorizada por sorteio.

Seqüência do Sorteio	Destorque1	Destorque 2	Destorque 3	Média
C2	25	24	25	24,67
B4	14	14	14	14,00
A6	17,5	17	16,5	17,00
B7	14,5	14,5	14	14,33
B9	15	15,5	15,5	15,33
A4	17	17,5	17	17,17
C8	26,5	27	26	26,50
D1	24	26,5	27	25,83
C4	26,5	26,5	26,5	26,50
D7	24,5	23,5	23,5	23,83
A9	13	13,5	13,5	13,33
D10	26	24	23,5	24,50
C10	23,5	23,5	23	23,33
C6	27	26,5	25,5	26,33
A10	18	13	13	14,67
B2	17,5	17,5	17,5	17,50
D5	23,5	24	25,5	24,33
C5	25,5	26	26	25,83
A1	14,5	13	14,5	14,00
C7	23	25	26	24,67
A3	12,5	13	13	12,83
A5	18	18	18	18,00
D9	22,5	24,5	23,5	23,50
C1	28	27	26,5	27,17
B6	15	14,5	14	14,50
D8	26	24,5	24	24,83
B10	12	11,5	11,5	11,67
D4	24,5	23	25	24,17
C3	25,5	26	26	25,83
B5	15,5	15,5	15,5	15,50
B8	16,5	17	17	16,83
D2	25	24	23,5	24,17
A7	14	14	14	14,00
B1	15	15	15	15,00

A8	17,5	17,5	17	17,33
C9	25,5	23	23	23,83
B3	11,5	12,5	12	12,00
A2	16,5	16	16	16,17
D6	25	25	27	25,67
D3	25,5	26	26	25,83

Tabela 2A: Tabela das médias dos valores de destorque inicial nos quatro grupos avaliados.

Grupo	Média do grupo
A	15,45
B	14,67
C	25,47
D	24,67
média geral	20,065

Após essa verificação inicial do destorque, os parafusos receberam um novo torque, conforme descrito anteriormente, para então serem posicionados na máquina de ensaios eletromecânicos de fadiga e, em seguida, submetidos à ciclagem mecânica. Após a ciclagem mecânica então, obteve-se os resultados do destorque final de cada espécime. (Tabela 3A e 4A).

Tabela 3A: Tabela dos valores originais e médios dos valores de destorque final, após a ciclagem mecânica, para os quatro grupos avaliados.

Grupo	valor	Grupo	valor	Grupo	valor	Grupo	valor
A1	14,5	B1	14	C1	25	D1	22
A2	12,5	B2	16	C2	23	D2	25,5
A3	12,5	B3	11,5	C3	22,5	D3	23,5
A4	14,5	B4	13,5	C4	21,5	D4	26
A5	15	B5	15,5	C5	24,5	D5	25
A6	15	B6	15	C6	23,5	D6	20
A7	13,5	B7	14,5	C7	27	D7	26,5
A8	14	B8	12,5	C8	24	D8	26
A9	15,5	B9	14	C9	26	D9	26,5
A10	11	B10	17,5	C10	24	D10	20
Média	13,8	Média	14,4	Média	24,1	Média	24,1

Tabela 4A: Tabela das médias dos valores de destorque final, após a ciclagem mecânica, para os quatro grupos avaliados.

Grupo	Média do grupo
A	13,8
B	14,4
C	24,1
D	24,1
média geral	19,1