

Camila Berbel Seloto

**Eficácia de materiais de vedação na manutenção da pré-carga de
parafusos de retenção de próteses implantossuportadas**

**Araçatuba – SP
2014**

Camila Berbel Seloto

**Eficácia de materiais de vedação na manutenção da pré-carga de
parafusos de retenção de próteses implantossuportadas**

Trabalho de conclusão de curso apresentado à Faculdade de Odontologia de Araçatuba, da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, como parte dos requisitos para a obtenção do título de Graduação em Odontologia.

Orientador: Prof. Dr. Wirley Gonçalves
Assunção

**Araçatuba – SP
2014**

Dedicatória

Aos meus pais, Rosilene Berbel e Edson Rodrigues Seloto

*Que sempre guiaram minha educação e o apoio incondicional pela formação profissional
como dentista.*

Obrigada por acreditarem em mim!

Por serem exemplos de amor incondicional, fé, dedicação e luta.

A minha irmã, Bruna Berbel Seloto

Muito obrigada pelo apoio, incentivo, confiança e cumplicidade...

AGRADECIMENTOS

A minha família que sempre me apoiou nos estudos e nas escolhas tomadas.

Agradeço também a todos os professores que me acompanharam durante a graduação, em especial ao Prof. Dr Wirley Gonçalves Assunção responsável pela realização deste trabalho.

Dedico aos meus amigos da 56ª turma do integral em especial a Henrico, Tamyres e Ariane pois vivemos momentos inesquecíveis, os melhores anos da minha vida. Dedico a todos os outros amigos que convivi como a Hiskell ,Thaisa, Laisy, Nathália e Akhenaten. Vocês provaram que amigos são a família que escolhemos para viver

“Não há fatos eternos, como não há verdades absolutas.”

Friedrich Nietzsche

CAMILA, B.S **Eficácia de materiais de vedação na manutenção da pré-carga de parafusos de retenção de próteses implantossuportadas.** 2014. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Odontologia) – Faculdade de Odontologia, Universidade estadual Paulista, Araçatuba, 2014.

RESUMO

A pré-carga no parafuso se refere ao carregamento imediatamente após ter sido apertado, sendo um fator fundamental para a estabilidade e sucesso da conexão implante/prótese. Esse estudo tem a finalidade de analisar o efeito de alguns materiais de vedação inseridos na superfície do parafuso de retenção sobre a manutenção da pré-carga desses parafusos. Para tanto, serão formados quatro grupos (n=10) de sistemas pilar/implante, com conexão hexagonal externa e pilares do tipo UCLA anti-rotacionais com cinta de liga de Cobalto/Cromo (Co-Cr). Em cada grupo teste será inserido um material na interface implante/parafuso do pilar: Grupo I (controle) – os espécimes dessa amostra não receberão nenhum tipo de material em sua interface; Grupo II – será aplicado cola anaeróbica “trava química” para Torque Médio; Grupo III – Aplicação de um “trava química” para Torque Alto; Grupo IV – será usado um adesivo a base de cianoacrilato. Todos os pilares serão parafusados aos implantes com torque de $32\text{N/cm} \pm 1\text{N/cm}$ aplicado no sentido horário com auxílio de um medidor de torque (torquímetro). Após um período de 48 ± 2 horas da aplicação do torque inicial serão realizadas as mensurações dos valores de destorque, utilizando-se o mesmo equipamento que aplicou o torque inicial. Os dados obtidos serão tabulados e submetidos à análise estatística apropriada.

Palavras-chave: Prótese dentária; Implante dentário; Junção parafusada; Torque de Remoção; Destorque; Pré-carga.

CAMILA, B. S. **Effectiveness of sealing materials to maintain pre-load bolts retaining implant-supported prostheses**. 2014. 107 f. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Odontologia) – Faculdade de Odontologia, Universidade estadual Paulista, Araçatuba, 2014.

ABSTRACT

The preload on the screw refers to loading immediately after being cramped, with a key to the stability and success of implant / prosthesis connection factor. This study aims to analyze the effect of some sealing materials inserted into the surface of the retaining screw on the maintenance of preload these screws. For this, we formed four groups (n = 10) of abutment / implant systems with external hex connection and UCLA abutments anti-rotational strap with alloy Cobalt / Chromium (Co-Cr). In each test group a material interface at the implant / abutment screw is inserted: Group I (control) - the specimens of this sample did not receive any kind of material at their interface; Group II - will be implemented anaerobic glue "chemical lock" to Medium Torque; Group III - Implementation of a "chemical lock" High Torque; Group IV - will be using a cyanoacrylate adhesive. All pillars are screwed to the implants with a torque of $\pm 32\text{N/cm}$ 1N/cm applied clockwise with the aid of a torque meter (torque wrench). After a period of 48 ± 2 hours of applying the initial torque measurements of values detorque will be performed using the same equipment as the initial applied torque. The data will be tabulated and submitted to appropriate statistical analysis.

Keywords: Prosthesis dental; Dental implant; Bolted joint; Torque removal; Detorque, preload.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 -	Matriz metálica utilizada para embutir os análogos de implantes osseointegráveis.	22
Figura 2 -	Medidor digital de torque (Torque Tool Tester)	23

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 -	Relação de materiais utilizados	21
Tabela 2 -	Relação de equipamentos utilizados	21
Tabela 3 -	Descrição dos grupos do estudo	22
Tabela 4 -	Valores originais de torque e destorque em N/cm	26
Tabela 5 -	Média e Desvio Padrão dos valores de torque e destorque (N/cm) em cada grupo analisados	27
Tabela 6 -	Comparação entre os valores de destorque (N) entre os grupo analisado (desvio padrão)	27

LISTA DE ABREVIATURAS

DLC=	<i>Diamond-Like Carbon</i>
Co-Cr =	Cobalto-cromo
ANOVA =	Análise de variância
N/cm =	Newton/ centímetros
α =	Alpha
Ref =	Referencia
$\pm$ =	Mais ou menos
mm =	Milímetros

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	12
2	OBJETIVOS	18
2.1	Hipótese nula	19
3	MATERIAIS E MÉTODOS	20
3.1	Formação dos grupos de estudo	21
3.2	Obtenção dos corpos-de-prova	22
3.3	Mensuração do destorque	23
3.4	Análise dos resultados	24
4	RESULTADOS	25
5	DISCUSSÃO	28
6	CONCLUSÃO	35
	REFERÊNCIAS	37

Introdução

1 INTRODUÇÃO

A perda de elementos dentais atribui consequências indesejáveis para a saúde do complexo estomatognático, podendo gerar problemas como desequilíbrios funcionais, estéticos e de ordem psicossocial nestes indivíduos (ADELL et al., 1981). A descoberta da afinidade aderente entre o tecido ósseo e os óxidos de titânio, denominada osseointegração, colocou a odontologia dentro de uma nova era da reabilitação oral, oferecendo novas alternativas de tratamento na área protética. (BINON, 2000). O uso dos implantes dentários proporciona uma ampla gama de possibilidades e elementos a serem utilizados que, se corretamente indicados e aplicados, permitem resoluções que até algum tempo eram consideradas inviáveis. (FREITAS; ROCHA, 2012)

No que diz respeito à longevidade e sucesso clínico e radiográfico dos implantes osseointegrados, Adel et al. (1981), comunicou um sucesso de 91% dos implantes realizados em mandíbula, em pacientes edêntulos, observados em um período de 15 anos. Embora havendo altas taxas de sucesso nas restaurações protéticas sobre implantes e grande aceitabilidade por parte dos pacientes diante dessa modalidade de tratamento, essas não estão livres de complicações, quer sejam de ordem funcional, estética (CARLSON ; CARLSSON, 1994 ; JEMT; LINDEN; LYNDON, 1992) e biomecânicas (COX; ZARB, 1987 ; GOODACRE et al., 2003; NAERT et al., 1992).

Os aspectos biomecânicos de um implante são fundamentalmente diferentes dos que ocorrem em um dente natural circundado por ligamento periodontal. O mecanismo de transferência de forças do implante para os tecidos adjacentes é determinante no desenvolvimento da interface osso-implante e na sua longevidade (MORAES et al., 2009). Dentre as complicações biomecânicas destacam-se a o afrouxamento dos parafusos de retenção protética e de fixação do *abutment*, a fratura desses parafusos, fratura do *abutment*, a descimentação e a fratura do implante (NERGIZ; SCHMAGE; SHAHIN, 2004).

A instabilidade ou afrouxamento dos parafusos protéticos é complicação frequentemente reportada em reabilitações com implantes (JEMT, 1994 ; NAERT et al.,1992; BEHR et al.,1998 ; JEMT, 1991). Isto é especialmente ilustrado em um estudo conduzido por Gratton e colaboradores em 2001, quando avaliaram 70 implantes instalados em 50 pacientes e demonstraram que um total de 44.9% dos parafusos de *abutments* tiveram que ser reapertados pelo menos uma vez.

Quando duas partes ou estruturas são mantidas unidas por um parafuso, essa nova unidade passa a ser chamada de união ou junta parafusada (MCGLUMPHY; MENDEL; HOLLOWAY, 1998). Para que essas restaurações desempenhem seu papel por completo, da maneira como foram idealizadas, é necessário que elas permaneçam devidamente fixadas nos implantes pelos seus respectivos parafusos.

Assim o objetivo principal de apertar um parafuso é gerar adequada força de travamento entre as duas peças, de forma que permaneçam unidas e, que seja capaz de prevenir e resistir à separação das partes constituintes, deslocamento ou ainda ao afrouxamento quando expostas à vibração e à ação de repetidas cargas cíclicas externas, ou seja, conseguir estabilidade adequada na junção parafusada. (BINON, 2000; NAKAMURA; CONTIN; PICHLER, 2006).

A força de aperto exercida sobre o parafuso é denominada torque. O torque aplicado desenvolve uma força compressiva de aperto entre as partes, chamada pré-carga, que mantém os componentes juntos (MCGLUMPHY; MENDEL; HOLLOWAY, 1998). O efeito da pré-carga é dar as partes em compressão melhor resistência à carga de tração externa e aumentar o atrito entre as peças para resistirem melhor às cargas cisalhantes. Segundo Tavares (2003) quanto maior o torque do parafuso durante a pré-carga, maior resistência ao desaperto em condições de fadiga.

A perda inicial e tardia desta pré-carga é sempre esperada após o torqueamento de

um parafuso. Pois quando as superfícies de um sistema parafusado estão em compressão dinâmica ou estática, deformações plásticas localizadas ou mesmo um pequeno desgaste das superfícies pode ocorrer (MCGLUMPHY; MENDEL; HOLLOWAY, 1998). Isso teria o efeito de reduzir a resistência friccional entre essas superfícies e propiciar a perda da pré-carga imediatamente após o torqueamento do parafuso, ou mesmo com o passar do tempo (CANTWELL; HOBKIRK, 2004).

A estabilidade do parafuso de retenção envolve um número crítico de fatores, sendo três os mais importantes: adequada pré-carga, precisa adaptação dos componentes ao implante e característica anti-rotacional da interface *abutment*-implante (SCHWARZ, 2000). De acordo com Bickford (1995) o parafuso além de resistir às tensões da força de travamento com o implante deve também superar a ação de cargas externas que gradualmente levam à diminuição da pré-carga obtida. Ainda, segundo o mesmo autor, o processo de perda de parafusos ocorre em dois estágios. Inicialmente, forças externas como as da mastigação concentradas sobre a junção do parafuso causam o deslizamento das roscas do mesmo, contribuindo para a liberação das tensões acumuladas durante a pré-carga do parafuso. O segundo estágio envolve a contínua perda da pré-carga abaixo de um nível mínimo necessário, permitindo o afrouxamento do parafuso e consequente perda de sua função.

Kancyper; Cagnone; Rodrigues (2001) relataram que a relação entre os componentes da prótese e o implante deveria ser estática. No entanto, a aplicação de forças mastigatórias sobre esse conjunto, que ocorrem em diferentes intensidades e direções, leva a micro movimentos na interface implante/prótese quando a força intrínseca da pré-carga é sobrepujada pela força oclusal resultante, causando a desadaptação entre os componentes (RANGERT; JEMT; JORNEUS, 1989).

Face ao exposto, é evidente a influência das cargas externas e cíclicas nas junções parafusadas. Entretanto, mesmo na ausência dessas forças foi observada diminuição da pré-

carga após monitoramento da mesma em curtos períodos de tempo, sendo de 2 a 3 minutos nos trabalhos de Kano et al. (2006) e Assunção et al. (2008) e de até 15 horas em Cantwell e Hobkirk (2004).

Considerando que o desenvolvimento de uma pré-carga adequada é vital para a prevenção do colapso no sistema implante/prótese, tanto no curto quanto no longo prazo (CHO et al., 2004), alguns pesquisadores e fabricantes vem buscando ao longo do tempo o desenvolvimento de materiais e tratamentos superficiais nos parafusos de retenção a fim de suportarem pré-cargas mais altas, bem como manterem-na alta após longos períodos em função.

Inicialmente os parafusos eram confeccionados em liga de titânio, contudo o uso de liga de ouro mostrou maior resistência de união, resultando em uma maior pré-carga gerada, e conseqüentemente, maior estabilidade do parafuso. Contudo, a quantidade de atrito produzida entre o parafuso de ouro e o titânio do implante era desvantajoso, assim como o custo bem mais elevado do ouro (KHRAISAT et al., 2004). Alternativamente foram desenvolvidos parafusos de titânio com recobrimento de uma película de *Diamond-Like Carbon* (DLC). Além da biocompatibilidade o DLC apresenta alta dureza, impermeabilidade, é não-reatividade, tem baixo coeficiente de atrito e adere bem a outros materiais (THOMSON et al., 1991). Portanto, segundo Kim et al. (2005) o recobrimento com DLC, aumenta o benefício causado pela pré-carga e conseqüentemente a diminuição da possibilidade de desaperto do parafuso. Assim como foi demonstrado no trabalho de Vianna et al. (2013) no qual a perda de pré-carga da inicial para a final foi menor para os implantes com recobrimento com DLC em comparação com o implante confeccionados em liga de titânio.

Portanto, valores de torque de remoção próximos ou superiores aos valores de torque inicial indicam um bom prognóstico para as conexões em questão (STEINEBRUNNER et al., 2008). Nesse sentido, surgiu a intenção de se utilizar materiais de

vedação na interface da junção parafusada a fim de aumentar a manutenção da pré-carga nos parafusos de retenção dessas uniões durante a função dos sistemas implantes/próteses, bem como minimizar ou mesmo impedir a penetração microbiana dessa interface.

A literatura odontológica pouco apresenta sobre estes materiais, frequentemente utilizados na mecânica e chamados de "trava química". São resinas com mono componentes, sem solventes que se polimerizam em temperatura ambiente na ausência de oxigênio quando presa entre as peças. As colas anaeróbicas, segundo os fabricantes, impedem o afrouxamento de porcas e parafusos provocado pelas vibrações, pois preenchem perfeitamente os espaços vazios entre os filetes das roscas, moldando-se às rugosidades, formando assim um só corpo.

Em virtude das considerações anteriormente mencionadas, das constantes inovações no mercado odontológico e da necessidade de elaboradas avaliações laboratoriais e clínicas de técnicas que envolvem parâmetros críticos que afetam a estabilidade das próteses sobre implantes antes da sua aceitação (BINON., 1998), notória é a necessidade de mais pesquisas relacionadas a materiais e técnicas que proporcionem o vedamento entre as partes constituintes das junções parafusadas, favorecendo tanto a manutenção da pré-carga dos parafusos de retenção quanto prevenindo ou até mesmo eliminando a colonização dessas estruturas por microrganismos, contribuindo para maior confiabilidade das reabilitações implantossuportadas.

Objetivo

2 OBJETIVO

O objetivo deste trabalho de pesquisa foi estudar a eficácia de materiais de vedação na manutenção da pré-carga de parafusos de retenção de pilares UCLA anti-rotacionais com cinta metálica em liga de cobalto-cromo (Co-Cr), conectados a implantes de hexágono externo.

2.1 Hipótese nula

Os materiais de vedação utilizados não influenciariam a manutenção da pré-carga nos parafusos de retenção dos pilares utilizados

Materiais e Métodos

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Tabela 1- Relação de materiais utilizados:

Material	Descrição	Marca
Análogo de implante (Ref 193715)	Análogo de Implante Hexágono Externo 3.75x15.0mm	DSP Biomedical
HS 345 – Torque-Médio	Cola anaeróbica	HS bond
HS 329- Torque- Alto	Cola anaeróbica	HS bond
Jet- Líquido	Acrílico auto polimerizante	Clássico
Jet- Pó	Resina Acrílica Autopolimerizável	Clássico
Cianoacrilato	“Super Bonder”	Loctite

Tabela 2- Relação de equipamentos utilizados:

Material	Descrição	Marca
Matriz metálica	Bipartida	
Medidor digital de torque Série:66216	Torque Tool Tester	Norbar
Chave para torque Hexagonal	12mm	DSP Biomedical

3.1 Formação dos grupos de estudo

Foram formados 4 grupos de estudo (n=10), sendo os análogos de implantes de hexágono externo e os pilares do tipo UCLA hexagonais com cinta de liga de Co-Cr. Os corpos-de-prova de cada grupo foram caracterizados pela adaptação dos pilares a cada análogo de implante, retidos por meio de parafuso de retenção convencionais de liga de titânio com seu respectivo tratamento, seguido pelo torque de 32N/cm. Com exceção do grupo controle, em cada grupo teste foi inserido um material na interface implante/parafuso de

retenção, conforme tabela 3:

Tabela 3: Descrição dos grupos do estudo.

Grupo 1*	Amostra sem nenhum tipo de material na interface
Grupo 2	Aplicação Vedante para torque médio (trava química)
Grupo 3	Aplicação de Vedante para torque alto (trava química)
Grupo 4	Aplicação de um adesivo a base de cianoacrilato

* Grupo controle

3.2 Obtenção dos corpos-de-prova

Previamente à montagem dos corpos-de-prova, os análogos dos implantes e componentes protéticos (pilares e parafusos de retenção) foram submetidos a um procedimento de limpeza com água deionizada em uma cuba ultra-sônica durante 2 minutos, seguido de secagem através de jatos de ar.

Os dez análogos de implantes de cada grupo foram embutidos em Resina Acrílica Autopolimerizável (Jet- Artigos Odontológicos Clássico LTDA- São Paulo - Brasil) .Os quarenta implantes foram embutidos padronizadamente por meio de uma matriz metálica bipartida (Figura 1).



Figura 1. Matriz metálica utilizada para embutir os análogos de implantes osseointegráveis.

3.3 - Mensuração do destorque

Os corpos-de-prova foram posicionados em um dispositivo, e de forma aleatória os parafuso de retenção foram rosqueados em sentido horário por meio de uma chave digital (hexagonal) até a ocorrência de contato entre os componentes. O torque foi de 32N/cm, recomendado pelo fabricante, e foi aplicado a cada um dos parafusos de retenção através de um medidor digital de torque (Torque Tool Tester Manufactured in England by Norbar Torque Tools Ltd) (Figura 2).



Figura 2. Medidor digital de torque (Torque Tool Tester)

O corpo-de-prova e o medidor digital de torque foram posicionados em um dispositivo de modo que o medidor estivesse disposto paralelamente ao longo eixo do implante com a chave adaptada à cabeça do parafuso. Esse dispositivo permitiu que a chave se adaptasse à cabeça do parafuso rotacionando sem manter contato com as paredes internas do orifício de acesso ao parafuso no pilar, a fim de evitar alteração no valor do torque de inserção aplicado, bem como no valor de destorque (Assunção et al., 2008).

Inicialmente, o torque de inserção foi aplicado a cada um dos parafusos de retenção dos pilares “UCLA” dos corpos-de-prova de cada grupo (I, II, III, IV). Após um período de 48 ± 2 horas, tempo necessário para que a cola anaeróbica seja polimerizada por completo, cada parafuso foi desrosqueado com o mesmo medidor digital de torque, porém acionado no sentido anti-horário para registro do valor do torque necessário para o afrouxamento (destorque).

Esse procedimento foi realizado uma vez em cada corpo-de-prova de cada grupo ($n=10$), totalizando 40 mensurações que evidenciaram os valores de destorque dos parafusos de retenção do pilares UCLA.

Testes pilotos foram realizados previamente à execução do projeto a fim de verificar se o tamanho da amostra planejada seria adequado, bem como todos os procedimentos foram realizados por um mesmo operador previamente calibrado.

3.4 Análise dos resultados

Os valores de torque e destorque obtidos foram submetidos a testes estatísticos de normalidade (Shapiro-Wilk test) e como os dados não apresentaram distribuição normal, as médias foram submetidas a testes não paramétricos. Para comparação entre torque e destorque dentro de cada grupo, foi utilizado o teste de Wilcoxon ($\alpha = 0.05$), enquanto que para a comparação dos destorques entre os quatro grupos, foi utilizado o teste de Kruskal-Wallis, com nível de significância de 5% ($\alpha = 0.05$).

Resultados

4 Resultados

Os dados descritos na tabela 4 são os de torque de aperto (torque) e torque de afrouxamento (destorque) após 42 ± 2 horas por espécime sem qualquer tratamento estatístico.

Tabela 4: Valores originais de torque e destorque em N/cm.

Grupo I	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Torque	32,11	32,12	32,31	32,26	32,03	32,08	32,14	32,19	32,08	32,15
Destorque	21,51	24,71	23,12	24,37	25,2	26,98	26,23	24,74	25,06	23,92
Grupo II										
Torque	32,06	32	32,11	32,24	32,08	32,04	32,13	32,12	32,13	32,15
Destorque	26,25	21,62	24,81	24,36	24,6	24,04	24,68	24,14	24,61	24,14
Grupo III										
Torque	32,13	32,2	32,07	32,12	32,12	32,06	32,31	32,03	32,06	32,18
Destorque	41,92	53,41	51	48,72	50,39	51,15	48,94	60,4	64,34	39,61
Grupo VI										
Torque	32,05	32,43	32,09	32,18	32,61	32,25	32,04	32,6	32,2	32,48
Destorque	25,05	44,32	45,72	62,96	36,17	50,79	43,02	78,58	36,17	54,36

Os grupos expostos aos testes foram: controle, com agente anaeróbica para torque médio (Azul), agente anaeróbica para torque alto (Vermelha) e com adesivo à base de Cianoacrilato (SB). No decorrer do estudo, os dados foram coletados e inseridos em um banco de dados de estatística (Shapiro-Wilk test) afim de se verificar a sua normalidade. Como os valores não apresentaram distribuição normal, as médias foram submetidas a testes não paramétricos.

A principal variável de desfecho (tabela 5) foi a diferença entre a quantidade de torque necessária para apertar e para soltar o pilar (destorque). As médias foram submetidas ao teste de Wilcoxon ($\alpha = 0.05$).

Pôde-se analisar que valor de torque médio foi diferente do valor de destorque em todos os grupos estudados ($\alpha=0.05$). Também pode ser observado que para o grupo controle e

o de agentes de vedação para torque médio os valores de destorque foram menores que o valor de torque inicial, já para os grupos com agentes de vedação para torque alto e Adesivo a base de cianoacrilato exibiram mais torque para soltar o parafuso do que para apertá-los.

Tabela 5: Média e Desvio Padrão dos valores de torque e destorque (N/cm) em cada grupo analisado.

	Controle	Vedante para torque médio	Vedante para torque alto	Adesivo a base de cianoacrilato
Torque	$32,1 \pm 0,1^a$	$32,1 \pm 0,1^a$	$32,1 \pm 0,1^b$	$32,3 \pm 0,2^b$
Destorque	$24,6 \pm 1,5^b$	$24,3 \pm 1,1^b$	$51,0 \pm 7,4^a$	$47,7 \pm 15,1^a$

Médias seguidas por letras distintas na coluna apresentam diferença estatisticamente significativa (5%).

Para a comparação dos destorques entre os quatro grupos, foi utilizado o teste de Kruskal-Wallis, com nível de significância ($\alpha = 0.05$), representado na tabela 6, que demonstra que as medias de destorque dos grupos com agentes de vedação para torque alto (51,0 N/cm) é estatisticamente igual ao Adesivo a base de cianoacrilato (47,7 N/cm). Assim como o grupo controle (24,6 N/cm) e o grupo com agentes de vedação para torque médio (24,3 N/cm).

Tabela 6 Comparação entre os valores de destorque (N) entre os grupo analisado (desvio padrão).

Grupos	Destorque (N)
Controle	$24,6 \pm 1,5^b$
Vedante para torque médio	$24,3 \pm 1,1^b$
Vedante para torque alto	$51,0 \pm 7,4^a$
Adesivo a base de cianoacrilato	$47,7 \pm 15,1^a$

Médias seguidas por letras distintas na coluna apresentam diferença estatisticamente significativa (5%).

Discussão

5 Discussão

O desenvolvimento de métodos que propiciem um menor índice de perda de pré-carga, tanto em caráter imediato quanto tardio, são importantes para a manutenção da estabilidade da conexão parafusada. Pois afrouxamento do parafuso de retenção de próteses sobre implante é uma falha mecânica comum que pode ser influenciado por diferentes fatores como o torque de inserção e a pré-carga. (NAZÁRIO et al ., 2012).

No estudo, a avaliação da força de destorque dos parafusos protéticos foi utilizada como ferramenta para a avaliação da estabilidade da conexão parafusada, com diferentes tipos de materiais utilizados na interface implante/parafuso, em quatro grupos distintos. O valor de torque reverso (torque de remoção ou destorque) é assumido como sendo o valor da pré-carga remanescente no parafuso. A técnica de aplicação do torque foi seguida segundo as recomendações do fabricante.

É importante observar que as avaliações da força de destorque realizadas no presente estudo ocorreram 24 horas após aplicação do torque, pois segundo o fabricante é o tempo necessário para que os agentes de vedação utilizados atinjam sua presa por completo.

Andersson et al. (1996) relataram que existem pequenas imprecisões localizadas na região da estrutura metálica que abriga a cabeça do parafuso protético. Essas imprecisões seriam provenientes de distorções presentes nos próprios cilindros plásticos calcináveis, bem como distorções provenientes e inerentes ao próprio processo de fundição. Em vista disso, imprecisões nesta interface poderiam impedir um assentamento ótimo da cabeça do parafuso protético e, por sua vez, impedir a criação de uma retenção friccional ótima. Para tentar diminuir este fator, na presente pesquisa foram utilizados pilares de base metálica usinada pelo fabricante, que apresentam adaptação otimizada em relação aos pilares calcináveis.

Segundo o fabricante HS bond, os agentes de vedação são utilizados no travamento e vedação de parafusos prisioneiros e roscas, fixação de polias, rolamentos, eixos,

selos mecânicos e peças cilíndricas lisas em geral. É uma resina monocomponente sem solventes que se polimeriza em temperatura ambiente na ausência de oxigênio, quando presa entre as peças. Além disso, o fabricante Tecnologia TRABASIL complementa relatando que os agentes preenchem os espaços livres, alojando nas rugosidades e unem as peças, formando um corpo único que absorve vibrações e choques, evitando fugas e desgastes além de serem vedantes eficientes e evitam a oxidação das superfícies.

Sendo assim, vale ressaltar que apesar do agente para torque médio não ter apresentado aumento nos valores de destorque, os agentes, segundo o fabricante, apresentam características de vedação. Já que é sabido que nenhum componente é completamente liso, o que evita todo o contato entre as estruturas (JOURNE'US et al., 1992). Para isso, pesquisas futuras deverão ser realizadas com o intuito de investigar os efeitos vedantes destes materiais nas junções parafusadas de próteses sobre implantes.

Embora no grupo II (agente de torque médio) não tenha sido observado benefício relacionado com a manutenção da pré-carga, nos grupos III e IV houve aumento significativo da força necessária para o destorque dos parafusos protéticos. Isso, provavelmente, se deve as características que os agentes de vedação têm em preencher os “gaps” existentes entre as estruturas implante/parafuso, podendo aumentar a estabilidade da conexão parafusada. Já o cianocrilato que é um polímero acrílico, tem como princípio a adesão instantânea entre os materiais, o que justifica os altos valores de destorque obtidos neste grupo.

Os resultados do estudo mostraram que os valores das médias dos destorques obtidos no Grupo I (controle) e no Grupo II foram menores que os valores de torque inicial, assim com nos resultados encontrados em outros estudos (STÜKER et al., 2008; CASTILHO et al., 2009; NIGRO et al., 2010). Esse fato ocorre, pois os contatos das microrrugosidades das superfícies das roscas do parafuso com as roscas internas do implante, resultando em uma perda de 10% do torque inicial (BREEDING et al., 1993) até 22,75% Vianna et al. (2013),

fenômeno conhecido como sedimentação. Para este estudo a perda da pré-carga foi em média de aproximadamente 23% para os grupos I e II, corroborando os achados de Vianna et al. (2013).

Cantwell et al. (2004), relataram perda de 24,9% da pré-carga total em 15 horas, com a maior parte ocorrendo nos 2 primeiros minutos (29,5%) e, até o décimo minuto registraram 40,2% da perda total, justificando desta forma, os resultados encontrados nesta pesquisa. Para justificar os diferentes valores de destorque encontrados na literatura temos o respaldo de que foram utilizados métodos distintos para a avaliação, diferentes tipos de fabricantes para os materiais utilizados (implantes, torquimetro), velocidade do torque aplicado, tipo de avaliador, além de que alguns trabalhos realizam o reaperto após os primeiros minutos para minimizar o efeito da sedimentação o que não foi realizado no presente estudo, no qual os torques repetidos foram evitados.

Um maior valor de pré-carga, além do aumento do torque, pode ser alcançado com menores coeficientes de atrito entre as superfícies contactantes. Este depende da dureza das roscas, do acabamento e tratamento das suas superfícies, dos materiais, do contato na interface implante-pilar-parafuso, especialmente no contato entre as roscas, da tolerância do parafuso, da lubrificação e da velocidade do torque. Com a variação de qualquer desses fatores, o coeficiente de fricção e a pré-carga alcançada na junção parafusada poderá ser afetada (SAKAGUCHI E BORGERSEN, 1993). Para tanto os materiais utilizados nesta pesquisa na interface implante parafuso tem a capacidade de lubrificação pois se apresentam em uma característica viscosa, podendo diminuir o atrito friccional e contribuir para alcançar maiores valores de pré-carga.

Entretanto, menor valor de atrito friccional entre o parafuso e o implante, que teoricamente aumentaria os valores de pré-carga, poderia dificultar a manutenção e estabilidade da pré- carga por facilitar o processo de desaperto (ELIAS; FIGUEIRA; RIOS,

2006). Porém os agentes utilizados na presente pesquisa tem a cura após o torqueamento, sendo assim, capazes de tornar mais estável a união formando um corpo unido, ademais pela presença do material nessa interface esse é capaz de aumentar o atrito entre as peças no momento do desaperto, melhorando os valores de destorque.

Sendo assim os valores de destorque nos grupos III e IV foram superiores aos valores de torque de aperto em uma média de 58,9% e 47,6% do agente de vedação para torque alto e o adesivo a base de cianoacrilato, respectivamente. É possível observar que nestes grupos o torque de aperto foi facilitado pelo uso da camada de agente de vedação, facilitando a pré-carga e reduzindo o coeficiente de atrito, alcançando o torque desejado. É possível supor que o material com sua consistência viscosa é capaz de preencher os micro espaços existentes entre o implante o parafuso sendo capaz de aumentar sua resistência ao destorque. Logo, estes dois eventos, sejam estes um maior embricamento das partes contactantes e a adesividade conseguida pelo agente de vedação levam a valores de torque de remoção superiores aos de inserção.

Ainda sobre esses grupos foram observados altos valores de desvios padrões. Isso nos mostra que os valores esperados não variam em volta da média por conseguinte é esperado uma gama de valores distintos significando resultados não homogêneos. Apesar do valor de desvio padrão do agente de vedação para torque alto terem sido elevados (7,4) em relação aos grupos controle (1,5) e de agente para torque médio (1,1), esse ainda assim se apresentou como a metade do valor para o adesivo a base de cianoacrilato (15,1).

Uma característica importante dos agentes de vedação é a capacidade de reversibilidade do torqueamento, sendo que vários autores apontam esta a principal vantagem das próteses parafusadas, pois permitem a remoção da prótese em casos de reparo, ajustes, manutenção de higiene e troca de parafusos (CHEE et al., 1999; SPIEKERMANN, 2000; FERNANDES NETO et al., 2002).

Sabe-se que a existência de espaços na interface implante-pilar protético favorece o acúmulo do biofilme bacteriano, podendo resultar em inflamação nos tecidos perimplantares. Estudos *in vitro* e *in vivo* (JANSEN; CONRAD; RICHTER, 1997; HERMANN et al., 2001) demonstraram a contaminação da porção interna de implantes osseointegráveis por bactérias. Considerando o biofilme bacteriano como um importante fator etiológico da perimplantite, a infiltração bacteriana poderá afetar a evolução do tratamento e interferir no sucesso em longo prazo dos implantes osseointegráveis. Para tanto, seria de grande relevância que os materiais de vedação proporcionassem este velamento entre as partes parafuso/implante e evitasse a colonização de bactérias. Assim mais estudos devem ser feitos para a comprovação desta hipótese.

Com o decorrer das análises ocorreram nos ensaios duas fraturas: uma do parafuso e a outra da chave hexagonal de 1.2mm. A fratura do parafuso ocorreu no grupo III no limite cervical da região rosqueada do parafuso, próxima a região lisa (haste). A provável explicação para sua ocorrência foi a deformação do titânio por cisalhamento isso ocorre quando a tensão supera o limite de escoamento, promovendo assim a fratura. O valor registrado no torquímetro digital no presente momento da fratura foi de 64,34 N.cm. Já a fratura que ocorreu na chave de catraca quadrada foi causada provavelmente por um efeito acumulativo de um grande número de carregamentos com tensão insuficiente para causar fratura nos ensaios anteriores, formando assim trincas graduais que se tornam mais profundas até que ocorra a fratura. Essa ocorreu no último grupo e o valor registrado no torquímetro eletrônico foi de 78,58 N.cm

A literatura relata que pode haver diferença na obtenção da pré-carga obtida quando os parafusos são de diferentes lotes (SAKAGUCHI; BORGENSEN, 1995). Isso se deve às diferenças estruturais durante o processo de fabricação dos parafusos podendo apresentar um comportamento mecânico diferente (RAMBHIA et al., 2002). Com o intuito de

controlar essa variável, os parafusos, análogos de implantes e pilares UCLA utilizados na presente pesquisa pertenciam ao mesmo lote. Além disso, todos os componentes utilizados foram do mesmo fabricante, uma vez que componentes de diferentes marcas, quando intercambiados, aumentam as possibilidades do afrouxamento do parafuso e até fratura dos seus componentes devido às diferenças na composição química e nas características físicas dos componentes utilizados pelas empresas (KIM et al., 2012).

Pode-se supor que os testes *in vitro* podem apresentar valores diferentes comparativamente aos testes *in vivo*, uma vez que existe a ação da saliva atuando como lubrificante além da ação dos movimentos mastigatório. Outra limitação deste estudo é a impossibilidade de se padronizar a velocidade de apertamento dos parafusos de fixação dos pilares, mesmo tendo sido realizado pelo mesmo operador, fato que pode influenciar nos valores de destorque.

Para estudos futuros projetamos avaliar a vedação que em matérias tem em relação à contaminação da porção interna de implantes microorganismos, sobre a sua solubilidade aos fluidos orais; avaliações de destorque após a simulação de cargas mastigatórias, como também testes de biocompatibilidade. Por fim ter um estudo longitudinal mostrando a eficácia deste material no uso clínico.

Conclusões

6 Conclusões

Dentro das condições em que este estudo foi realizado, podemos concluir:

- Os resultados do grupo controle e do grupo com o agente de vedação para torque médio apresentaram uma redução do torque inicial em cerca de 23%.
- Existem uma forte correlação entre o uso do agente de vedação para torque alto e o valor de destorque, aumentando em 50% em relação ao torque de inserção.
- Os valores de desvio padrão para o adesivo a base de cianoacrilato se demonstraram altos (15,1), sugerindo um resultado não previsível.

REFERÊNCIAS

- ADELL R; LEKHOLM U; ROCKLER B; BRANEMARK PI. A 15- year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. **Int J Oral Surg.** 1981; 10(6): 387-416.
- Anaeróbicos S.R.L **Tecnologia TRABASIL.** .Disponível em :<http://www.anaerobicos.com/trabasil/>. Acesso em 29 de agosto de 2014.
- ASSUNÇÃO WG, DOS SANTOS PH, DELBEN JA, GOMES EA, BARÃO VA, TABATA LF. Efect of misfit on preload maintenance of retention screws of implant-supported prostheses. **J Mater Eng Perform** 2008 (no prelo). doi: 10.1007/s11665-008-9324-3.
- ANDERSSON M, CARLSSON L, PERSSON M, BERGMAN B. Accuracy of machine milling and spark erosion with a CAD/CAM system. **J Prosthet Dent.** 1996 Aug; 76(2): 187-93.
- BEHR M, LANG R, LEIBROCK A, ROSENTRITT M, HANDEL G. Complication rate with prosthodontic reconstructions on ITI and IMZ dental implants. Internationales Team fur Implantologie. **Clin Oral Implants Res** 1998; 9(1):51-8.
- BICKFORD JH. An introduction to the design and behavior of bolted joints, ed 3. **New York: Marcel Dekker Inc;** 1995.
- BINON PP. Evaluation of the effectiveness of a technique to prevent screw loosening. **J Prosthet Dent.** 1998; 79(4): 430-2.
- BINON PP. Implants and Components: Entering the new millennium. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 2000; 15(1): 76-94.

- BREEDING LC; DIXON DL; NELSON EW; TIETGE ID. Torque Required to Loosen Single-Tooth Implant Abutment Screws Before and After Simulated Function. **The International Journal of Prosthodontics**. 1993; 6(5): 435- 439.
- CANTWELL A, HOBKIRK JA. Preload loss in gold prosthesis retaining screws as a function of time. **Int J Oral Maxillofac Implants**. 2004;19:124-32.
- CARLSON B, CARLSSON GE. Prosthodontic complications in osseointegrated dental implant treatment. **Int J Oral Maxillofac Implants**. 1994; 9: 90-4.
- CASTILHO A; PERREIRA PC; ASSUNÇÃO RO; KOJIMA NA; BOTTINO MA. Estudo Comparativo entre dois métodos de aplicação de torques aos pilares protéticos em implantes de conexão externa. **RFO**. 2009; 14(2): 143-148.
- CHEE W, FELTON DA, JOHNSON PF, SULLIVAN DV. Cemented versus screw-retained implant prostheses: which is better? **Int J Oral Maxillofac Imp**. 1999; 14(1): 139-41
- CHO SC, SMALL PN, ELIAN N, ET AL. Screw loosening for standart and wide diameter implants in partially edentulous cases:3-to 7-year longitudinal data. **Implant Dent**. 2004;13(3):245-250.
- COX JF, ZARB GA. The longitudinal clinical efficacy of osseointegrated dental implants: a 3-year report. **Int J Oral Maxillofac Implants**. 1987; 2(2):91-100.
- ELIAS CN, FIGUEIRA DC, RIOS PR. Influence of the coating material on the loosening of dental implant abutment screw joints. **Materials Science and Engineering C**. 2006; 26: 1361-66.
- FERNANDES NETO AJ, NEVES FD, PRADO CJ. Prótese implantada cimentada versus parafusada: a importância da seleção do intermediário. **Robrac: Rev. Odont. Bras**. Central 2002 junho; 11(31): 22-6

- FREITAS MA, ROCHA PV. Retention influence of crowns cemented on implants with and without screw access. **Dental Press Implantol.** 2012 July-Sept;6(3):82-90.
- GOODACRE CJ, BERNAL G, RUNGCHARASSAENG K, KAN JY. Clinical complications with implants and implant prostheses. **J Prosthet Dent.** 2003; 90(2): 121-32.
- GRATTON, DG., AQUILINO, SA., STANFORD, CM. Micromotion and dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface. **J Prosthet Dent.** 2001;85:47-52
- HERMANN JS, SCHOOLFIELD JD, NUMMIKOSKI PV, BUSER D, SCHENK RK, COCHRAN DL. Crestal bone changes around titanium implants. A histometric evaluation of unloaded non-submerged and submerged implants in the canine mandible. **J Periodontol.** 2000 Sep;71(9):1412-24.
- JANSEN VK, CONRADS G, RICHTER E. Microbial leakage and marginal fit of the implant-abutment interface. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 1997 12(4): 527-50.
- JEMT T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Branemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 1991;6(3):270-6.
- JEMT T. Fixed implant-supported prostheses in the edentulous maxilla. A five-year follow-up report. **Clin Oral Implants. Res** 1994;5(3):142-7.
- JEMT T, LINDEN B, LYNDON U. Failures and complications in 127 consecutively placed fixed partial prostheses supported by Branemark implants: from prosthetic treatment to first annual checkup. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 1992; 7(1): 40-4.

- JOURNE'US L, JEMT T, CARLSSON L. Loads and designs of screw joints for single crows supported by osseointegrated implants. **Int J Oral Maxillofac Implants** 1992;7:353–9.
- Hs bond.Disponivel em <http://www.hsbond.net.br/produtos>. Acesso em 29 de agosto de 2014.
- KANCYPER S; CAGNONE G; RODRIGUES AR. Novas alternativas no desenho de emergentes CADD-CAM em implantodontia. **In: DINATO, J.C.**;
- KANO SC, BINON P, BONFANTE G, CURTIS DA. Effect of casting procedures on screw loosening in UCLA-type abutments. **J Prosthodont.** 2006;15(2):77-81.
- KHRAISAT A, HASHIMOTO A, NOMURA S, MIYAKAWA O. Effect of lateral cyclic loading on abutment screw loosening of an external hexagon implant system. **J Prosthet Dent.** 2004; 91(4): 326-34.
- KIM SK; KOAK JY; HEO SJ; TAYLOR TD; RYO S; LEE SY. Screw Loosening with Interchangeable Abutments in Internally Connected Implants After Ciclic Loading. **International Journal of Oral & Maxillofacial Implants.** 2012; 27(1): 42-47.
- KIM SK, LEE JB, KOAK JY, HEO SJ, LEE KR, CHO LR et al. An abutment screw loosening study of a Diamond Like Carbon-coated CP titanium Implant. **J Oral Rehabil.** 2005; 32(5):346-50.
- MCGLUMPHY EA, MENDEL DA, HOLLOWAY JA. Implant screw mechanics. **Dent Clin North Am.** 1998; 42(1): 71-89.
- MORAES et al. Geometry of Implant Threads: a Review of the Literature. **Rev. Cir. Traumatol. Buco-Maxilo-fac.** 2009 ;9(2): 115-124.
- NAERT I, QUIRYNEN M, VAN STEENBERGHE D, DARIUS P. A study of 589 consecutive implants supporting complete fixed prostheses. Part II:Prosthetic aspects.

J Prosthet Dent. 1992; 68(6): 949-56.

- 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. **RPG Rev Pós Grad.** 2006; 13 (1): 96-102.
- NAZÁRIO L, FERREIRA MB, DELBEN JA, BARÃO VA, HIPOLITO AC, FACO EFS, ASSUNÇÃO WG. **Rev Odontol UNESP, Araraquara.** 2012; 41:12.
- NERGIZ I; SCHMAGE P, SHAHIN R. Removal of a fractured implant abutment screw., a clinical report. **J Prosthet Dent.** 2004; 91(6): 513-7.
- NIGRO F; SENDYK C; FRANCISCHONE JR CE; FRANCISCHONE CE. Removal torque of zirconia abutment screws under dry and wet conditions. **Braz Dent J.** 2010; 21(3): 225-228.
- RAMBHIA SK. et al. Defects in hexed gold prosthetic screws: A metallographic and tensile analysis. **J Prosthet Dent.** 2002; 87(1): 30-9.
- RANGER B; JEMT T; JORNEUS L. Forces and moments on Branemark Implants. **Int J Oral Maxillo fac Implants.** 1989 Fall; 4(3):241-7
- SAKAGUCHI RL, BORGERSEN SE. Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screws. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 1995; 10(3): 295-302.
- SAKAGUCHI RL, BORGERSEN SE. Nonlinear finite element contact analysis of dental implant components. **Int J Oral Maxillofac Implants.** 1993; 8(6): 655-661.
- SCHWARZ MS. Mechanical complications of dental implants. **Clin Oral Implants Res.** 2000; 11 Suppl 1:156-8.
- SPIEKERMANN H. Implantologia. Porto Alegre: **Artmed**; 2000. P. 265-6; 299

- STÜKER RA, TEIXEIRA ER, BECK JC, DA COSTA NP. Preload and Torque Removal Evaluation of three different abutment screws for single standing implant restorations. **Journal of Applied Oral Science**.2008; 16(1): 55-58.
- STEINEBRUNNER L, WOLFART S, LUDWIG K, KERN M. Implant- abutment interface design affects fatigue and fracture strength of implants. **Clin Oral Implants Res**. 2008 dec; 19(12): 1276-84
- TAVAREZ RRJ; XIBLE AA, BONACHELA WC, ARAÚJO CRP. Torque produzido por quatro torquímetros diferentes utilizados em próteses sobre implantes. Estudo comparativo. **CiencOdontol Bras**. 2003; 6(1): 82-8.
- THOMSON LA, LAW FC, RUSHTON N, FRANKS J. Biocompatibility of Diamond-like carbono coating. **Biomaterials**. 1991; 12(1): 37-40.
- VIANNA CDE A, DELBEN JA, BARÃO VA, FERREIRA MB, DOS SANTOS PH, ASSUNÇÃO WG. **Int J Oral Maxillofac Implants**. 2013; 28(5):209-14.