

LUCIANA DOMINGUES NAZÁRIO

***Manutenção da pré-carga em
parafusos de retenção de pilares
tipo UCLA em implantes com
diferentes conexões protéticas***

ARAÇATUBA - SP

2013

LUCIANA DOMINGUES NAZÁRIO

Manutenção da pré-carga em parafusos de retenção de pilares tipo UCLA em implantes com diferentes conexões protéticas

Trabalho de conclusão de curso apresentado à Faculdade de Odontologia de Araçatuba da Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho" para obtenção do grau de Cirurgião-Dentista.

Orientador: Prof. Dr. Wirley Gonçalves Assunção

Dedicatória

A Deus, pela sua presença constante em minha vida, e pelo discernimento concedido ao longo dessa jornada.

Aos meus pais, Francisco Nazário e Cleide Aparecida Domingues Nazário, que são os pilares de minha vida, e sem os quais a mesma não teria sentido.

Ao meu irmão, Carlos Eduardo, por ser o melhor exemplo de perseverança, e estar sempre ao meu lado.

Aos meus familiares, que sempre acreditaram no meu trabalho e me ajudaram no que foi preciso.

Aos meus amigos, Erika Ogawa, Jéssica Souza, Luiz Miguel, Juliani Mendonça, André Luiz, Bruno Wakayama e Renan Fernandes, que ao longo de cinco anos posso considerar verdadeiros amigos.

Agradecimentos

A Faculdade de Odontologia de Araçatuba, Universidade Estadual Paulista “Julio Mesquita Filho”

Ao meu orientador, Professor Doutor Wirley Gonçalves Assunção pela dedicação, competência e ensinamentos.

A Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo–FAPESP pelo apoio financeiro concedido por meio do processo 2012/23931-7, para a realização deste trabalho.

A empresa (DSP Biomedical[®], PR, Brasil) pelo fornecimento dos implantes e componentes protéticos utilizados no presente estudo.

Aos alunos de pós-graduação da faculdade de Odontologia de Araçatuba Mayara Barbosa Ferreira, Ana Carolina Hipólito, Brunamélia Salazar, Leonardo Peres Faverani, Valentim Barão e Eduardo Facó por toda a colaboração para a realização deste trabalho.

Ao Departamento de Materiais Odontológico e Prótese, Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP.

Aos meus amigos da faculdade Kamila Miranda Prado, Jéssica Ramos, Ana Cláudia Carneiro, Mariana Martins pelos anos de convivência.

A todos os funcionários da Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP, pela amizade ao longo destes anos.

A todos os professores da Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP, que participaram da minha construção e vivência acadêmica.

*"A vida só tem sentido na luta.
Triunfo ou derrota está nas mãos dos
deuses. Por isso, vamos celebrar a luta."
(Swahili Warrior Song)*

Resumo

NAZÁRIO, L. D. **Manutenção da pré-carga em parafusos de retenção de pilares tipo UCLA em implantes com diferentes conexões protéticas.** 2013. (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 tipo UCLA em implantes com diferentes conexões protéticas, diante de sucessivos reapertos através da mensuração do valor de destorque. Foram formados dois grupos de estudo (n=20) de acordo com as diferentes conexões protéticas (Grupo HE: implante de hexágono externo e Grupo CMH: implante do tipo Cone Morse hexagonal; todos conectados a cilindro UCLA). Cada grupo com dois subgrupos (n=10) variando o tipo de parafuso de retenção (HE-T e CMH-T: parafuso de retenção em liga de titânio e HE-A e CMH-A: parafuso de retenção em aço cirúrgico). Foi aplicado o torque inicial e após três minutos foram mensurados os valores de destorque por meio de um medidor digital de torque. A mensuração do destorque foi realizada 10 vezes para cada um dos parafusos de retenção dos grupos HE e CMH, sendo 200 mensurações de destorque em cada grupo, totalizando 400 mensurações. 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, constatou-se uma perda de pré-carga após aplicação do torque inicial para todos os parafusos de retenção; entretanto o grupo HE com parafuso de retenção em liga de titânio manteve os maiores valores de pré-carga após os sucessivos ciclos de apertamento e afrouxamento.

Palavras - chaves: Prótese-dentária. Implante-dentário. Junção parafusada. Torque de remoção. Pré-carga.

Abstract

NAZÁRIO, L. D. **Maintenance of preload in screws retention UCLA types abutments in implants with different prosthetic connections.** 2013. Academic study- Graduation). Araçatuba School of Dentistry Universidade Estadual Paulista, Araçatuba.

Abstract

The aim of this research was to evaluate the maintenance of preload in different screws retention UCLA type abutment in implants with different prosthetic connections, submitted to successive retightening and measurement of detorque value. Two study groups (n = 20) were formed according to different prosthetic connections (HE Group: external hexagon implant and CMH Group: implant type hexagonal Morse cone, all connected to cylinder UCLA). Each group with two subgroups (n = 10) varying the type of retention screw (HE-T and CMH-T: retaining screw titanium alloy and HT-A and HCM-A: retention screw surgical steel). The initial torque were applied and after three minutes were measured the detorque values through a digital torque measurer. The detorque measurement were performed 10 times for each retention screws in the groups HE and CMH, being 200 detorque measurements in each group, totaling 400 measurements. The data were tabulated and submitted to the appropriate statistical analysis, that in general, independent groups and only considering the values of initial detorque, it was observed a loss of preload after application of the initial torque all screws retaining; However, the group HE with retention screw titanium alloy maintained higher values of preload after successive cycles of tightening and loosening.

Keywords: Dental prosthesis. Dental implant. Junctions screwed. Removal torque. Preload

Lista de tabelas

Tabela 1- Características dos sistemas (implante, pilar, parafuso de retenção) utilizados nos diferentes grupos. 23

Tabela 2- Sorteio dos espécimes. 27

Tabela 3-Valores absolutos do destorque para o grupo HE com parafuso de titânio(HE-T). 31

Tabela 4-Valores do destorque transformados em porcentagem do grupo HE com parafuso de titânio (HE-T). 32

Tabela 5-Valores absolutos do destorque para o grupo CMH com parafuso de titânio(CMH-T). 32

Tabela 6-Valores do destorque transformados em porcentagem do grupo CMH com parafuso de titânio (CMH-T). 33

Tabela 7-Valores absolutos do destorque para o grupo HE com parafuso de aço-cirúrgico (HE-A). 33

Tabela 8-Valores do destorque transformados em porcentagem do grupo HE com parafuso de aço-cirúrgico (HE-A). 34

Tabela 9-Valores absolutos do destorque para o grupo CMH com parafuso de aço-cirúrgico (CMH-A). 34

Tabela 10-Valores do destorque transformados em porcentagem do grupo CMH com parafuso de aço-cirúrgico (CMH-A). 35

Tabela 11- Tabela da análise de variância – ANOVA e Fisher para o destorque inicial entre os grupos com o parafuso em liga de titânio. 35

Tabela 12- Tabela da análise de variância – ANOVA e Fisher para o destorque final entre os grupos com o parafuso em liga de titânio. 36

Tabela 13- Tabela da análise de variância – ANOVA para o destorque inicial entre os grupos com o parafuso em liga de aço-cirúrgico. 37

Tabela 14- Tabela da análise de variância – ANOVA e Fisher para o destorque final entre os grupos com o parafuso em liga de aço-cirúrgico. 38

Tabela 15- Diferença de destorque inicial do grupo HE e CMH variando o tipo de parafuso de retenção (HE-T e HE-A) e (CMH-T e CMH-A). 39

Tabela 16- Diferença de destorque final do grupo HE e CMH variando o tipo de parafuso de retenção (HE-T e HE-A) e (CMH-T e CMH-A). 40

Lista de figuras

FIGURA 1- Cubaultra-sônica e água deionizada utilizadas. 24

FIGURA 2- Resina autopolimerizável de poliéster modificado (Technovit 4000). 25

FIGURA 3- Matriz metálica utilizada para embutir os implantes osseointegráveis. 25

FIGURA 4-A-Posicionamento do implante na matriz metálica.B-Inserção da resina acrílica na matriz com o implante.C-Corpo-de-prova. 26

FIGURA 5- Medidor digital de torque (Instrutherm TQ-680) - Equipamento obtido com Auxílio à Pesquisa FAPESP – 2009/15060-3. 28

FIGURA 6- Vista aproximada da chave hexagonal posicionada sobre o corpo-de-prova devidamente estabilizado pelo dispositivo. 28

FIGURA 7- Gráfico comparativo dos valores de média e desvio padrão para o destorque em T1 entre os grupos, com o parafuso em liga de titânio. 36

FIGURA 8- Gráfico comparativo dos valores de média e desvio padrão para o destorque em T10 entre os grupos, com o parafuso em liga de titânio. 37

FIGURA 9- Gráfico comparativo dos valores de média e desvio padrão para o destorque em T1 entre os grupos, com o parafuso em aço-cirúrgico. 38

FIGURA 10- Gráfico comparativo dos valores de média e desvio padrão para o destorque em T10 entre os grupos, com o parafuso em aço-cirúrgico. 39

FIGURA 11-Gráfico comparativo dos valores de torque aplicado para cada grupo e média do destorque nos dez tempos mensurados. 40

Lista de abreviaturas

HE-T= Implante do tipo Hexágono Externo conectado a pilar UCLA através do seu parafuso de retenção em Titânio.

HE-A= Implante do tipo Hexágono Externo conectado a pilar UCLA através do seu parafuso de retenção em Aço Cirúrgico.

CMH-T= Implante do tipo Cone Morse Hexagonal conectado a pilar UCLA através do seu parafuso de retenção em Titânio.

CMH-A= Implante do tipo Cone Morse Hexagonal conectado a pilar UCLA através do seu parafuso de retenção em Aço Cirúrgico.

CP= Corpo-de-prova

DP= Desvio Padrão

Sumário

1-Introdução.....	14
2-Proposição.....	20
3-Materiais e Métodos.....	22
4-Resultados.....	30
5-Discussão.....	42
6-Conclusão.....	46
Referências.....	48

Introdução

O suporte dos implantes osseointegráveis em restaurações dentárias continuam a ser uma opção popular para os pacientes contemporâneos com ausência de dentição natural (McGlumphyet al., 1998). O desenvolvimento de componentes de titânio proporcionou inúmeros benefícios para a reabilitação de pacientes desdentados. Quando os princípios biológicos e mecânicos são respeitados, essa modalidade de tratamento pode restaurar com êxito as deficiências funcionais e estéticas causadas pela perda dos dentes naturais (Carret al., (1996).

Apesar da evolução significativa dos sistemas de implantes dentários, a concepção do implante e suas características, tais como as relacionadas com o comportamento mecânico das próteses implantossuportadas, devem ser melhoradas (Hoyeret al., (2001).

Uma melhora dos parafusos de implantes dentários tem sido observada devido ao amplo estudo dos parafusos na engenharia (Byrne et al., 2006). Porém, maiores estudos são indispensáveis a fim de analisar as complicações presentes em reabilitações protéticas implanto-suportadas. Complicações em implantes dentários unitários freqüentemente envolvem a integridade do conjunto implante/prótese, podendo estar relacionadas aos tecidos moles, à fratura do parafuso do abutment, e mais comumente ao afrouxamento do parafuso de retenção (Jemt et al., 1990).

A finalidade do apertamento do parafuso em uma conexão parafusada é unir os componentes. Logo que o parafuso é apertado, o mesmo é esticado criando-se uma tensão chamada pré-carga (Jaarda et al. 1995; Lang et al. 2003; Byrne et al. 2006; Kano et al. 2006). Esta carga axial gerada sobre o parafuso induz a força de aperto que age na interface entre o parafuso e o implante, mantendo o conjunto unido e neutralizando as cargas aplicadas sobre esse conjunto (Bickford, 2007).

A pré-carga é o termo dado para a tensão gerada no parafuso, e que resulta do apertamento realizado no próprio (Jorneuset al. 1992). Portanto, o desenvolvimento de uma pré-carga adequada é vital para a prevenção do fracasso no sistema implante/prótese, tanto no curto quanto no longo prazo (Cho et al. 2004). Deste modo, algumas propriedades do

material como a resistência ao escoamento, módulo de elasticidade, potencial de fadiga e tempo de vida útil são fundamentais para a efetividade do sistema (Yousefetal. 2005).

Sendo assim, quanto mais justo o contato do pilar com o implante, com o máximo das superfícies em contato, mais o parafuso suportaria as cargas externas (Burgueteetal. 1994; Kano et al. 2006). Consequentemente, a adaptação passiva é um requisito básico para o sucesso do tratamento (Branemark et al., 1987; Taylor e Agar, 2002; Assunção et al., 2007). Portanto, os principais elementos de um sistema de união pilar/implante unitário são a pré-carga do parafuso e a capacidade anti-rotacional da interface (Khraisat et al., 2004).

A melhor adaptação entre as peças manteria a união pilar/implante mais estável por resultar em mínima micro movimentação (Binon, 1995; 1996a; 1996b; Khraisat et al., 2006). Sendo assim, componentes protéticos anti-rotacionais foram desenvolvidos para melhorar a adaptação e otimizar o processo de apertamento de parafusos de implantes de conexão hexágono externo em função da posição entre as interfaces de contato (Lang et al., 2002). Estudos longitudinais demonstram que as maiores complicações das próteses sobre implantes de hexágono externo estão relacionadas ao afrouxamento dos parafusos de retenção, principalmente nos casos de próteses unitárias (Gratton et al., 2001; Khraisat et al., 2002; Byrne et al., 2006).

Diante disso, outros tipos de interfaces pilar/implante foram desenvolvidas (Binon, 2000; Jokstad et al., 2003). Entre os principais destacam-se as interfaces de junção interna ao implante com diferentes desenhos, como hexágono interno e cone Morse.

Alguns estudos afirmam que a manutenção da pré-carga de um parafuso de retenção não depende apenas do seu tipo de conexão, se externa ou interna, mas envolve também características como a tolerância de adaptação entre as peças e o tipo de metal ou liga utilizado para a confecção do parafuso, demonstrando que o sistema de retenção envolve diferentes variáveis. (Breeding et al. 1993; Dixon et al. 1995).

Acredita-se que o atrito entre as roscas é maior nos primeiros apertos de um parafuso e diminui à medida que se aplicam ciclos de aperto/desaperto (Haacketal. 1995). Segundo Sakaguchi e Borgersen (1995), quanto maior a pré-carga alcançada, maior será a força necessária para provocar o afrouxamento do parafuso. Para Pjetursson e colaboradores (2007), o afrouxamento do parafuso é uma das principais causas de complicações de próteses fixas sobre implantes, sendo mais significativo em coroas unitárias, atingindo uma taxa acumulada de 12,7% após 5 anos. Valores semelhantes foram relatados por Jung e colaboradores (2008). Para alguns autores o procedimento de aperto e desaperto de parafusos poderia aumentar os valores de pré-carga (Haacketal. 1995; Tzenakis et al., 2002) enquanto em outros trabalhos observaram-se uma queda no valor da pré-carga.

Coppedê e colaboradores (2009), com o objetivo de avaliar o efeito de repetidos ciclos de inserção e remoção na perda do torque de parafusos de retenção, realizaram um estudo *in vitro* com implantes de conexões internas cônicas e *abutments*, com e sem intermediários, e após dez ciclos de inserção/remoção para cada conjunto implante/pilar, relataram que o torque de remoção dos parafusos é progressivamente reduzido enquanto se aumenta o número de inserções/remoções.

Ferreira e colaboradores (2012) avaliaram a manutenção de torque dos parafusos de retenção de pilares cônicos e cilindros em implantes ConeMorse submetidos a medidas de torque e destorque, por 10 ciclos sucessivos para cada parafuso. Os autores puderam verificar que ambos os grupos apresentaram redução do valor de destorque em comparação com o torque de inserção em todos os períodos de medição. Já Theoharidou e colaboradores (2008) relataram através de uma revisão sistemática de estudos clínicos, uma incidência de afrouxamento estimado menor que 3% em implantes unitários de conexões externas e internas. Sendo que houve um acompanhamento médio de 3-5 anos para os implantes de conexão externa e um acompanhamento de 3-10 anos para os de conexão interna.

Assunção et al. (2012) com o intuito de aprimorar as pesquisas voltadas ao tratamento de superfície dos parafusos de retenção, avaliou a manutenção do torque de inserção de diferentes parafusos de retenção de pilares UCLA utilizados para confeccionar coroas unitárias adaptadas a implantes de hexágono externo submetidos à ciclagem mecânica. As coroas foram adaptadas aos implantes osseointegráveis de hexágono externo por meio de diferentes parafusos de retenção, (n=10): Grupo Ti – parafuso de retenção em liga de titânio (Bruniht – 3i), Grupo Au – parafuso de retenção em liga de ouro (Pd/Au) com recobrimento de ouro 24 quilates (Gold-Tite – 3i), Grupo TiC – parafuso de retenção em liga de titânio (Ti-6Al-4V) com recobrimento de filme carbono tipo diamante (Neotorque – Neodent) e Grupo TiN – parafuso de retenção em liga de titânio (Ti-6Al-4V) com recobrimento de nitrito de titânio alumínio (Ti-Tite – Conexao). Realizaram três mensurações do valor de destorque em cada parafuso de retenção após aplicação do torque de inserção e submeteram cada corpo-de-prova à ciclagem mecânica. Analisando a diferença de destorque inicial entre os grupos, os autores concluíram que houve diferença estatisticamente significativa somente entre os grupos Ti e TiN ($p = .0371$); TiC e TiN ($p = .0062$), e não houve diferença estatisticamente significativa observada entre as médias de destorque obtidas antes e após ciclagem mecânica, exceto para o grupo Ti ($p = 0,0403$). Após a ciclagem mecânica, verificaram que todos os grupos apresentaram valores de destorque semelhantes apesar dos grupos Au e TiC terem apresentado maior tendência de manutenção do torque de inserção.

Avaliando o papel do sistema de pilar/implante na manutenção do torque em parafusos de retenção de titânio e do desajuste vertical do parafuso em coroas implantossuportada antes e após ciclagem mecânica, Jorge e colaboradores (2013), constataram que todos os valores de destorque foram inferiores ao torque de inserção, antes e após o ciclo mecânico, sendo que a conexão cone Morse proveu a manutenção de maior torque. Os autores puderam concluir que significativamente,

menores valores de desajuste vertical foram verificados após a ciclagem mecânica, mas não houve diferença entre os grupos, e não houve correlação significativa entre os valores de destorque e desajuste vertical.

Jemt e Johansson (2006), realizaram um acompanhamento de 15 anos de pacientes portadores de próteses implanto-suportadas maxilares conjugadas a implantes Branemark, e não relataram nenhuma soltura de parafusos e fratura do implante nesse período de acompanhamento. Entretanto, Taylor e Agar (2002) analisaram o que os autores consideram como os aspectos mais importantes da evolução dos implantes osseointegráveis, e concluíram que a maioria os problemas mecânicos ocorreriam em longo prazo e a falta de profundo conhecimento ainda existente sobre o assunto seria o principal motivo para tais falhas.

Diante de tantas discordâncias a respeito da distribuição das forças ao sistema pilar/implante e a incidência de afrouxamento dos parafusos de retenção, e levando em consideração que parte da carga também é transmitida ao osso adjacente podendo interferir na Osseointegração. Inovações tecnológicas têm sido buscadas no sentido de melhorar os parafusos de retenção protéticos, a fim de possibilitar um maior torque de inserção e menor perda de pré-carga.

Tanto parafusos com superfície recoberta por lubrificantes sólidos, quanto parafusos em aço-cirúrgico, tornaram-se uma possibilidade de sucesso para a rotina clínica em reabilitações orais, haja vista a possibilidade de maior embricamento entre os componentes por meio dos lubrificantes ou pela capacidade de aplicação de um valor de torque mais elevado aos parafusos em aço-cirúrgico em comparação aos de titânio.

Entretanto, o estudo dos parafusos de retenção com ligas de aço-cirúrgico ainda é pouco abordado, necessitando maiores avaliações para verificar a sua efetividade clínica.

Proposição

Considerando que o valor de destorque registrado após afrouxamento do parafuso é uma mensuração da pré-carga remanescente, o objetivo desta pesquisa foi avaliar a manutenção da pré-carga em parafusos de retenção de pilares tipo UCLA, confeccionados em liga de titânio e aço-cirúrgico em implantes com conexões protéticas do tipo hexágono externo e cone morse hexagonal, diante de sucessivos ciclos de apertamento e afrouxamento .

Materiais e Métodos

1- Formação dos grupos de estudo

Para o presente estudo foram selecionados implantes, pilares e parafusos de retenção, divididos em 2 grupos (n=20) de acordo com o tipo de conexão protética, cada um contendo 2 subgrupos (n=10) variando o tipo de parafuso de retenção, como mostram a (Tabela 1). Foram utilizados implantes do tipo Hexágono externo e Cone Morse com plataforma de 4.1mm e respectivos pilares e parafusos de retenção (DSP Biomedical[®], PR, Brasil). (Tabela 1)

Tabela 1- Características dos sistemas (implante, pilar, parafuso de retenção) utilizados nos diferentes grupos.

Grupos	Subgrupos N=10	Conexão pilar- implante	Pilar	Parafuso de retenção
HE	HE-T	Hexágono Externo	UCLA	Titânio
HE	HE-A	Hexágono Externo	UCLA	Aço Cirúrgico
CMH	CMH-T	Cone Morse Hexagonal	UCLA	Titânio
CMH	CMH-A	Cone Morse Hexagonal	UCLA	Aço Cirúrgico

2- Obtenção dos corpos-de-prova

Previamente à montagem dos corpos-de-prova, os implantes e componentes protéticos foram submetidos a um procedimento de limpeza com água deionizada em uma cuba ultra-sônica durante 2 minutos, seguido de secagem com jatos de ar. (Figura1)



FIGURA 1- Cubaultra-sônica e água deionizada utilizadas.

Quanto à obtenção dos corpos-de-prova, uma resina acrílica autopolimerizável (Technovit 4000, HeraeusKulzerGmbH&Co, Wehrheim, Alemanha) foi utilizada para o embutimento dos implantes. Tal resina faz-se necessária por apresentar módulo de elasticidade de aproximadamente 12GPa, o qual se aproxima ao módulo de elasticidade do osso humano (18GPa). (Andreiotelli et al., 2009)

Considerando que essa característica pode influenciar a transmissão de forças entre os componentes, o embutimento dos implantes com a resina Technovit 4000 é um fator importante para a confiabilidade dos resultados obtidos de modo a simular no estudo *in vitro* as condições encontradas *in vivo*. (Figura 2).



FIGURA 2. Resina autopolimerizável de poliéster modificado (Technovit 4000).

O processo foi padronizado através de uma matriz metálica bipartida, de modo que os implantes ficassem com uma inclinação de 30° em relação ao eixo vertical (Figura 3).

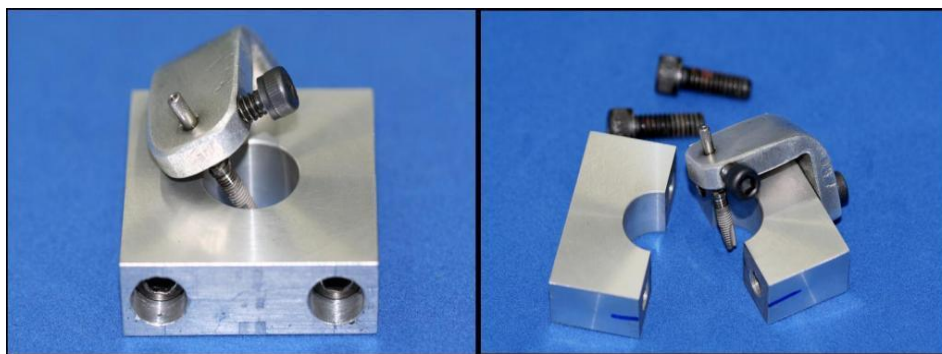


FIGURA3. Matriz metálica utilizada para embutir os implantes osseointegráveis.

O embutimento dos implantes foi realizado por um único operador previamente calibrado. (Figura 4)

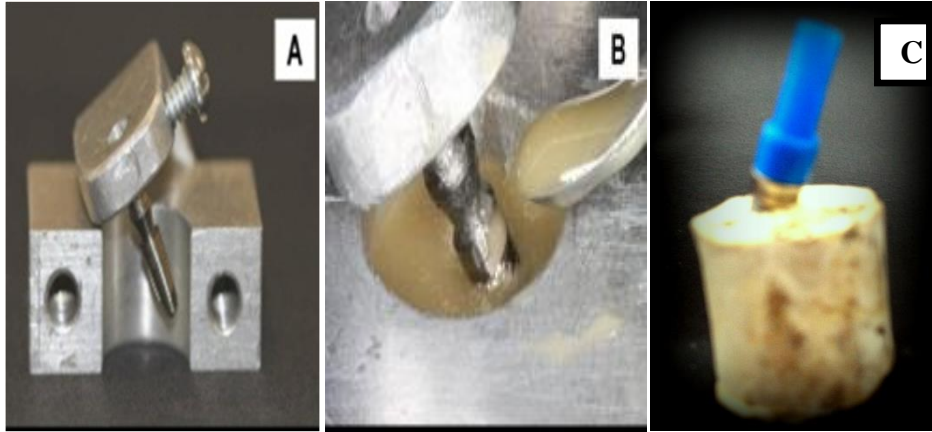


FIGURA 4. A– Posicionamento do implante na matriz metálica. B- Inserção da resina acrílica na matriz com o implante. C- Corpo-de-prova

3-Sorteio dos espécimes

Previamente a realização dos testes, foram realizados sorteios por meio do programa RandomAllocation Software versão 1.0.0 (Department of Anesthesia, University of Medical Sciences, Isfahan, Iran), que permitiu determinar uma sequência aleatória para avaliação da pré-carga a fim de evitar que qualquer problema durante a sua execução pudesse prejudicar um único grupo, e assim, interferir nos resultados finais do estudo. Foram realizados 10 sorteios para os quarenta corpos-de-prova embutidos, de forma a representar cada tempo de mensuração, pois, o sorteio com as 400 leituras não permitiria a avaliação do destorque na ordem dos seus respectivos tempos. (Tabela 2)

Tabela 2- Sorteio dos espécimes

0001: CMH-T	0008: CMH-A	0015: CMH-A	0022: HE-T	0029: CMH-A	0036: HE-T
0002: CMH-A	0009: CMH-A	0016: HE-T	0023: HE-A	0030: CMH-T	0037: CMH-T
0003: HE-T	0010: HE-A	0017: CMH-T	0024: CMH-T	0031: HE-A	0038: CMH-T
0004: HE-T	0011: CMH-T	0018: HE-T	0025: CMH-A	0032: CMH-T	0039: HE-T
0005: HE-T	0012: HE-A	0019: HE-A	0026: HE-A	0033: HE-T	0040: CMH-A
0006: HE-A	0013: CMH-A	0020: CMH-A	0027: HE-T	0034: CMH-T	
0007: HE-A	0014: HE-A	0021: CMH-A	0028: CMH-T	0035: HE-A	

4- Mensuração do destorque

Para aplicar o torque recomendado por cada fabricante nos parafusos de retenção e mensurar o valor de destorque nos mesmos foi utilizado um medidor digital de torque, também chamado de torquímetro (Torquímetro digital, Instrutherm TQ-680, Instrutherm Instrumentos de Medição Ltda, São Paulo, Brasil) (Figura 5) conforme descrito no quadro1. Esse torquímetro digital permite que seja aplicado um valor de 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 subgrupos CMH-T e HE-T e quadrada para os parafusos dos subgrupos CMH-A e HE-A). Durante a aplicação do torque e verificação do destorque, os corpos-de-prova e o torquímetro foram devidamente fixados em um dispositivo, para que se mantivessem estáveis durante as leituras (Figura 6).



FIGURA 5. Medidor digital de torque (Instrutherm TQ-680) - Equipamento obtido com Auxílio à Pesquisa FAPESP – 2009/15060-3.



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

Inicialmente, o torque de inserção foi aplicado ao parafuso de retenção do cilindro UCLA dos corpos-de-prova de cada grupo HE e CMH, porém individualmente, sendo 32 N/cm para os parafusos em liga de titânio e 42 N/cm para os parafusos em aço-cirúrgico. Após 3 minutos (Kano et al., 2006), o parafuso foi desrosqueado com o medidor digital de torque acionado no sentido anti-horário para registro do valor do torque necessário para o afrouxamento (destorque). Esse procedimento foi realizado 10 vezes em cada corpo-de-prova de cada grupo (n=20), sendo 200 mensurações por grupo, totalizando 400 mensurações do valor de destorque do parafuso de retenção do cilindro UCLA, sendo a metade parafusos em titânio e a outra metade parafusos de aço cirúrgico.

Essa repetição visa simular os sucessivos ciclos de apertamento e afrouxamento dos parafusos, que são realizados tanto na parte laboratorial quanto na parte clínica, até a finalização e instalação da prótese. E assim poder avaliar a manutenção do torque de inserção dos parafusos após esses procedimentos.

Os grupos foram analisados e comparados por meio dos seus respectivos parafusos de retenção da seguinte forma: CMH-T com HE-T e CMH-A com HE-A avaliando a efetividade do parafuso de retenção nas diferentes conexões protéticas. Os parafusos de retenção de cada grupo foram comparados, estabelecendo-se a seguinte condição: HE-T com HE-A e CMH-T com CMH-A, analisando qual tipo de parafuso permitiria um maior valor de pré-carga remanescente para as respectivas conexões de hexágono externo e cone morse hexagonal. E de forma geral, avaliar qual parafuso e conexão apresentou o melhor desempenho.

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 tipo de parafuso foi dado um torque diferente (recomendado pelo fabricante). Esses valores encontram-se nas Tabelas 3 a 10.

Tabela 3-Valores absolutos, do destorque, média e desvio padrão para o grupo HE com parafuso de titânio(HE-T).

Grupo HE-T Hexágono Externo/parafuso titânio(Torque de inserção 32Ncm)												
	T1	T2	T3	T4	T5	T6	T7	T8	T9	T10	Média	DP
CP1	12,3	24,9	14	27,7	18,8	23,7	13	20,6	31,3	20,7	20,7	6,380178
CP2	22,5	10,7	17	23,4	18,9	22,5	20,1	22,6	19,2	24,5	20,14	4,058243
CP3	18,7	16,2	21,6	23,2	20,7	24,4	14,6	15,4	23,1	22,3	20,02	3,558964
CP4	18,4	22,7	22,7	13,7	24,2	15,8	21,8	13,1	22,2	25,4	20	4,43421
CP5	20,3	14,6	19,2	20,1	13,6	18,5	17,1	15,8	24,3	23,1	18,66	3,484952
CP6	18,1	15,3	18	16	12,3	23,1	23,8	23,9	22,1	12,8	18,54	4,461988
CP7	15,4	18,7	18,1	18	14	21,4	27,6	19,2	21,9	21,7	19,6	3,825644
CP8	15,7	19,3	18,6	18,1	13,17	14,8	13	20,3	20,7	26,8	18,047	4,162222
CP9	16,5	19,6	14,3	12,3	11,8	20	21,6	20,8	18,3	26,2	18,14	4,489048
CP10	19,7	23	22,4	22,5	21,7	25,2	23,6	20,2	15,3	19,1	21,27	2,804778
Média	17,76	18,5	18,59	19,5	16,917	20,94	19,62	19,19	21,84	22,26	19,5117	
DP	2,892596	4,37569	3,044649	4,800926	4,456705	3,590172	5,001067	3,392623	4,228265	4,135806		

Tabela 4-Valores do destorque, média e desvio padrão transformados em porcentagem do grupo HE com parafuso de titânio (HE-T)

Grupo HE-T Hexágono Externo/parafuso titânio(Torque de inserção 32Ncm)												
	T1	T2	T3	T4	T5	T6	T7	T8	T9	T10	Média	DP
CP1	38,4	77,8	43,8	86,6	58,8	74,1	40,6	64,4	97,8	64,7	64,7	19,9
CP2	70,3	33,4	53,1	73,1	59,1	70,3	62,8	70,6	60,0	76,6	62,9	12,7
CP3	58,4	50,6	67,5	72,5	64,7	76,3	45,6	48,1	72,2	69,7	62,6	11,1
CP4	57,5	70,9	70,9	42,8	75,6	49,4	68,1	40,9	69,4	79,4	62,5	13,9
CP5	63,4	45,6	60,0	62,8	42,5	57,8	53,4	49,4	75,9	72,2	58,3	10,9
CP6	56,6	47,8	56,3	50,0	38,4	72,2	74,4	74,7	69,1	40,0	57,9	13,9
CP7	48,1	58,4	56,6	56,3	43,8	66,9	86,3	60,0	68,4	67,8	61,3	12,0
CP8	49,1	60,3	58,1	56,6	41,2	46,3	40,6	63,4	64,7	83,8	56,4	13,0
CP9	51,6	61,3	44,7	38,4	36,9	62,5	67,5	65,0	57,2	81,9	56,7	14,0
CP10	61,6	71,9	70,0	70,3	67,8	78,8	73,8	63,1	47,8	59,7	66,5	8,8
Média	55,5	57,8	58,1	60,9	52,9	65,4	61,3	60,0	68,3	69,6	61,0	
DP	9,0	13,7	9,5	15,0	13,9	11,2	15,6	10,6	13,2	12,9		

Tabela 5-Valores absolutos do destorque, média e desvio padrão para o grupo CMH com parafuso de titânio(CMH-T)

Grupo CMH-T Cone Morse Hexagonal/parafuso titânio(Torque de inserção 32Ncm)												
	T1	T2	T3	T4	T5	T6	T7	T8	T9	T10	Média	DP
CP1	26,5	21	22,4	23,1	24,3	24	15,9	20,8	19,8	16,7	21,45	3,341074
CP2	23,6	10,8	16,5	21,6	13,6	18,9	16,3	24,9	18,4	18,5	18,31	4,327291
CP3	15,3	13,7	15,2	19,9	15,3	19,6	20,1	20,8	21,9	20,1	18,19	2,955015
CP4	16,9	16,8	14,5	14,8	20,5	11,6	16,2	16,7	20,6	20	16,86	2,887598
CP5	14,9	16,6	13,9	15,8	11,6	17,2	16	15,9	16,1	19	15,7	1,970336
CP6	18,1	15,5	13,4	14,2	11,7	15,5	20	23,1	25	24,6	18,11	4,833322
CP7	23,1	22,6	10,8	18,4	11,3	16,3	17,6	17	19,9	22,4	17,94	4,35946
CP8	13,5	16,9	15,8	19,6	19,6	14,4	17,7	14,6	20,4	21	17,35	2,719579
CP9	15,8	16,7	21,5	15,9	15,1	19,6	19,4	21,6	20,2	23,2	18,9	2,845269
CP10	19,5	18,5	19,8	25,1	22,2	24,3	21,2	25,1	23,8	22,3	22,18	2,392953
Média	18,72	16,91	16,38	18,84	16,52	18,14	18,04	20,05	20,61	20,78	18,499	
DP	4,344805	3,356735	3,735654	3,690589	4,770698	4,015581	1,982815	3,790412	2,532215	2,392488		

Tabela 6-Valores do destorque, média e desvio padrão transformados em porcentagem do grupo CMH com parafuso de titânio (CMH-T).

Grupo CMH-T Cone Morse Hexagonal/parafuso titânio(Torque de inserção 32Ncm)												
	T1	T2	T3	T4	T5	T6	T7	T8	T9	T10	Média	DP
CP1	82,8	65,6	70,0	72,2	75,9	75,0	49,7	65,0	61,9	52,2	67,0	10,4
CP2	73,8	33,8	51,6	67,5	42,5	59,1	50,9	77,8	57,5	57,8	57,2	13,5
CP3	47,8	42,8	47,5	62,2	47,8	61,3	62,8	65,0	68,4	62,8	56,8	9,2
CP4	52,8	52,5	45,3	46,3	64,1	36,3	50,6	52,2	64,4	62,5	52,7	9,0
CP5	46,6	51,9	43,4	49,4	36,3	53,8	50,0	49,7	50,3	59,4	49,1	6,2
CP6	56,6	48,4	41,9	44,4	36,6	48,4	62,5	72,2	78,1	76,9	56,6	15,1
CP7	72,2	70,6	33,8	57,5	35,3	50,9	55,0	53,1	62,2	70,0	56,1	13,6
CP8	42,2	52,8	49,4	61,3	61,3	45,0	55,3	45,6	63,8	65,6	54,2	8,5
CP9	49,4	52,2	67,2	49,7	47,2	61,3	60,6	67,5	63,1	72,5	59,1	8,9
CP10	60,9	57,8	61,9	78,4	69,4	75,9	66,3	78,4	74,4	69,7	69,3	7,5
Média	58,5	52,8	51,2	58,9	51,6	56,7	56,4	62,7	64,4	64,9	57,8	
DP	13,6	10,5	11,7	11,5	14,9	12,5	6,2	11,8	7,9	7,5		

Tabela 7-Valores absolutos do destorque,média e desvio padrão para o grupo HE com parafuso de aço cirúrgico (HE-A).

Grupo HE-A Hexágono Externo/parafuso Aço Cirúrgico(Torque de inserção 42Ncm)												
	T1	T2	T3	T4	T5	T6	T7	T8	T9	T10	Média	DP
CP1	21,4	20,9	20,6	20,6	27,9	23,3	24,7	28	28	31,6	24,7	3,951652
CP2	19,9	18,2	23,9	14,7	30,6	20,6	22,7	17	28	24,9	22,05	4,961463
CP3	20,2	17,8	22,4	18,6	17,8	27,4	14,5	17,3	19	19,6	19,46	3,463845
CP4	34	31,7	32	22,9	26,1	20,4	23,4	16,9	18,2	31,2	25,68	6,235169
CP5	31,9	25,5	14,4	22,2	14,7	18,6	25,5	19,4	28,1	38,8	23,91	7,709222
CP6	36,2	24	20,3	17,4	24,7	28,4	23,2	19,2	25,1	28,7	24,72	5,454213
CP7	28,4	23,6	25,7	21	24,5	25,4	19,8	17,8	23,4	20,4	23	3,214896
CP8	20,4	23,2	27,2	25,9	19	19,6	18,7	27,9	22,6	29,6	23,41	4,013159
CP9	33,2	18,3	19,4	21,6	26,7	14,6	14,1	16,7	23,9	19,6	20,81	5,855757
CP10	20,7	22,7	22,5	17	26,7	27,6	30,6	26,3	25,8	22,2	24,21	3,929504
Média	26,63	22,59	22,84	20,19	23,87	22,59	21,72	20,65	24,21	26,66	23,195	
DP	6,732516	4,194295	4,796573	3,290204	5,036103	4,568601	5,066184	4,766841	3,555731	6,386305		

Tabela 8- Valores do destorque, média e desvio padrão transformados em porcentagem do grupo HE com parafuso de aço cirúrgico (HE-A).

Grupo HE-A Hexágono Externo/parafuso Aço Cirúrgico(Torque de inserção 42Ncm)												
	T1	T2	T3	T4	T5	T6	T7	T8	T9	T10	Média	DP
CP1	51,0	49,8	49,0	49,0	66,4	55,5	58,8	66,7	66,7	75,2	58,8	9,4
CP2	47,4	43,3	56,9	35,0	72,9	49,0	54,0	40,5	66,7	59,3	52,5	11,8
CP3	48,1	42,4	53,3	44,3	42,4	65,2	34,5	41,2	45,2	46,7	46,3	8,2
CP4	81,0	75,5	76,2	54,5	62,1	48,6	55,7	40,2	43,3	74,3	61,1	14,8
CP5	76,0	60,7	34,3	52,9	35,0	44,3	60,7	46,2	66,9	92,4	56,9	18,4
CP6	86,2	57,1	48,3	41,4	58,8	67,6	55,2	45,7	59,8	68,3	58,9	13,0
CP7	67,6	56,2	61,2	50,0	58,3	60,5	47,1	42,4	55,7	48,6	54,8	7,7
CP8	48,6	55,2	64,8	61,7	45,2	46,7	44,5	66,4	53,8	70,5	55,7	9,6
CP9	79,0	43,6	46,2	51,4	63,6	34,8	33,6	39,8	56,9	46,7	49,5	13,9
CP10	49,3	54,0	53,6	40,5	63,6	65,7	72,9	62,6	61,4	52,9	57,6	9,4
Média	63,4	53,8	54,4	48,1	56,8	53,8	51,7	49,2	57,6	63,5	55,2	
DP	16,0	10,0	11,4	7,8	12,0	10,9	12,1	11,3	8,5	15,2		

Tabela 9-Valores absolutos do destorque, média e desvio padrão para o grupo CMH com parafuso de aço cirúrgico (CMH-A).

Grupo CMH-A Cone Morse Hexagonal/parafuso Aço Cirúrgico(Torque de inserção 42Ncm)												
	T1	T2	T3	T4	T5	T6	T7	T8	T9	T10	Média	DP
CP1	26,3	20,9	13,7	22,2	15,1	23	14,4	22,9	30,7	17,2	20,64	5,538191
CP2	31,7	23,4	19,4	21,8	28,8	17,4	25,1	29,5	17,6	30	24,47	5,358907
CP3	27,4	25,7	22,2	22,6	17,4	27,1	30,5	18,5	20,4	36,2	24,8	5,780427
CP4	20	23,4	31,9	20,9	20,7	18,8	33,7	18,6	19,9	23,2	23,11	5,365414
CP5	22	21,6	25,4	28,5	32,8	16,9	20,2	34,3	27,6	28,5	25,78	5,596388
CP6	33,6	24,2	33,2	24,9	21	19,8	16,1	26,7	19,1	29,9	24,85	6,014658
CP7	28,8	28,5	27,4	24,9	15,5	20,8	22,6	22,8	26,5	26,3	24,41	4,101612
CP8	23,6	19,6	15,9	17,8	19,4	18	16,2	15,4	19,1	23,2	18,82	2,825597
CP9	29,3	22,1	23,4	22,1	21,9	23	18	29,3	19,2	15,7	22,4	4,365267
CP10	25,8	22,9	22,3	15,6	25,2	18,4	16,4	32,4	35,8	27,7	24,25	6,593979
Média	26,85	23,23	23,48	22,13	21,78	20,32	21,32	25,04	23,59	25,79	23,353	
DP	4,237465	2,528087	6,300053	3,638696	5,706877	3,204788	6,593734	6,389957	6,177459	6,17566		

Tabela 10-Valores do destorque, média e desvio padrão foram transformados em porcentagem do grupo CMH com parafuso de aço cirúrgico (CMH-A).

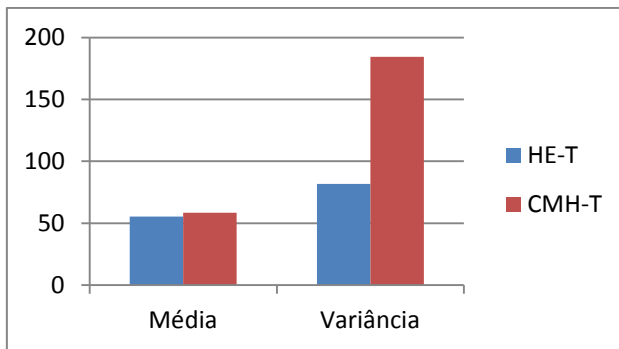
Grupo CMH-A Cone Morse Hexagonal/parafuso Aço Cirúrgico(Torque de inserção 42Ncm)												
	T1	T2	T3	T4	T5	T6	T7	T8	T9	T10	Média	DP
CP1	62,6	49,8	32,6	52,9	36,0	54,8	34,3	54,5	73,1	41,0	49,1	13,2
CP2	75,5	55,7	46,2	51,9	68,6	41,4	59,8	70,2	41,9	71,4	58,3	12,8
CP3	65,2	61,2	52,9	53,8	41,4	64,5	72,6	44,0	48,6	86,2	59,0	13,8
CP4	47,6	55,7	76,0	49,8	49,3	44,8	80,2	44,3	47,4	55,2	55,0	12,8
CP5	52,4	51,4	60,5	67,9	78,1	40,2	48,1	81,7	65,7	67,9	61,4	13,3
CP6	80,0	57,6	79,0	59,3	50,0	47,1	38,3	63,6	45,5	71,2	59,2	14,3
CP7	68,6	67,9	65,2	59,3	36,9	49,5	53,8	54,3	63,1	62,6	58,1	9,8
CP8	56,2	46,7	37,9	42,4	46,2	42,9	38,6	36,7	45,5	55,2	44,8	6,7
CP9	69,8	52,6	55,7	52,6	52,1	54,8	42,9	69,8	45,7	37,4	53,3	10,4
CP10	61,4	54,5	53,1	37,1	60,0	43,8	39,0	77,1	85,2	66,0	57,7	15,7
Média	63,9	55,3	55,9	52,7	51,9	48,4	50,8	59,6	56,2	61,4	55,6	
DP	10,1	6,0	15,0	8,7	13,6	7,6	15,7	15,2	14,7	14,7		

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

Tabela 11- Tabela da análise de variância – ANOVAe Fisher para o destorque em T1 entre os grupos com o parafuso em liga de titânio.

<i>RESUMO</i>	<i>Contagem</i>	<i>Soma</i>	<i>Média</i>	<i>Variância</i>
HE-T	10	555	55,5	81,71007
CMH-T	10	585	58,5	184,349

Figura 7- Gráfico comparativo dos valores de média e desvio padrão para o destorque em T1 entre os grupos, com o parafuso em liga de titânio.



Avaliando a diferença de destorque, a variância mostra que o fator tipo de parafuso causa uma diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) nos resultados para o CMH-T. Ou seja, há diferença significativa para os resultados do parafuso CMH-T. A média indica que para o primeiro tempo as duas conexões com o parafuso de titânio apresentam resultados próximos.

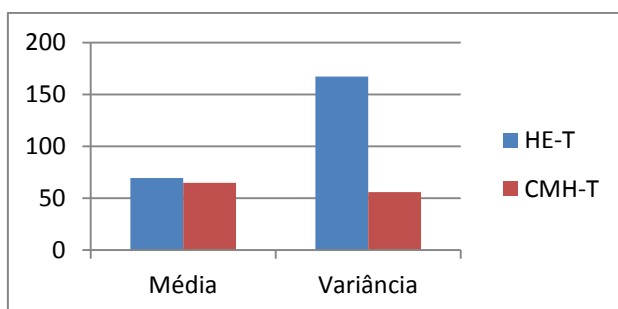
ANOVA						
Fonte da variação	SQ	gl	MQ	F	valor-P	F crítico
Parafusos	4,608	1	4,608	0,27532	0,612463	5,117355
Erro	150,632	9	16,73689			
Total	155,24	10				

Analisando o valor de F encontrado, temos que está dentro do valor de F-crítico. Logo, para o destorque inicial ambos os parafusos tem resultados significativos se considerarmos que os valores foram normalizados para porcentagem, ou seja, para 100% do valor nominal.

Tabela 12- Tabela da análise de variância – ANOVA e Fisher para o destorque em T10 entre os grupos com o parafuso em liga de titânio.

RESUMO	Contagem	Soma	Média	Variância
HE-T	10	695,625	69,5625	167,0399
CMH-T	10	649,375	64,9375	55,89844

Figura 8- Gráfico comparativo dos valores de média e desvio padrão para o destorque em T10 entre os grupos, com o parafuso em liga de titânio.



A variância mostra uma diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) nos resultados para a conexão HE-T no destorque final, portanto, há diferença significativa para os resultados do parafuso HE-T. A média indica que para o tempo dez, as duas conexões com o parafuso de titânio apresentam resultados próximos.

ANOVA						
Fonte da variação	<i>SQ</i>	<i>gl</i>	<i>MQ</i>	<i>F</i>	<i>valor-P</i>	<i>F crítico</i>
Parafusos	106,95313	1	106,9531	0,720748	0,417907	5,117355
Erro	1335,5273	9	148,3919			
Total	1442,4805	10				

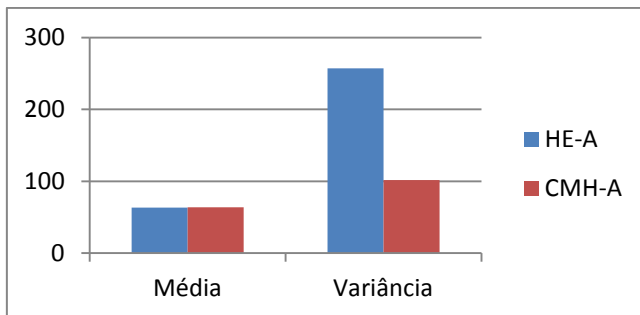
Comparando o valor de *F* encontrado, os valores obtidos estão dentro do valor de *F*-crítico, portanto, para o destorque do tempo dez de ambos os parafusos temos resultados significativos.

Analisando o primeiro e o último tempo mensurados, verificamos que houve uma diferença estatisticamente significativa, principalmente pela grande variação dos valores entre os tempos mensurados.

Tabela 13- Tabela da análise de variância – ANOVA para o destorque do T1 entre os grupos com o parafuso em liga de aço-cirúrgico.

<i>RESUMO</i>	<i>Contagem</i>	<i>Soma</i>	<i>Média</i>	<i>Variância</i>
HE-A	10	634,0476	63,40476	256,9545
CMH-A	10	639,2857	63,92857	101,792

Figura 9- Gráfico comparativo dos valores de média e desvio padrão para o destorque em T1 entre os grupos, com o parafuso em aço-cirúrgico.



A análise da variância para o grupo HE-A, apresenta valores estatisticamente significantes ($p < 0,05$) quando comparado ao CMH-A, porém analisando a média verificamos a proximidade dos valores para ambas as conexões.

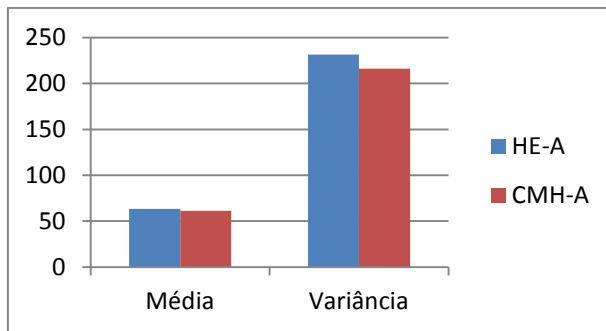
ANOVA						
<i>Fonte da variação</i>	<i>SQ</i>	<i>gl</i>	<i>MQ</i>	<i>F</i>	<i>valor-P</i>	<i>F crítico</i>
Parafusos	1,371882	1	1,371882	0,007683	0,932074	5,117355
Erro	1607,132	9	178,5702			
Total	1608,503	10				

O intervalo de confiança correspondente aos parafusos mostra um valor abaixo do F-crítico, o que demonstra valores dentro do determinado.

Tabela 14- Tabela da análise de variância – ANOVA e Fisher para o destorque do T10 entre os grupos com o parafuso em liga de aço-cirúrgico.

<i>RESUMO</i>	<i>Contagem</i>	<i>Soma</i>	<i>Média</i>	<i>Variância</i>
HE-A	10	634,7619	63,47619	231,2069
CMH-A	10	614,0476	61,40476	216,2062

Figura 10- Gráfico comparativo dos valores de média e desvio padrão para o destorque em T10 entre os grupos, com o parafuso em aço-cirúrgico.



Para os grupos HE-A e CMH-A a variância mostra que o fator tipo de parafuso não causa uma diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) nos resultados, e os valores das médias apresentam-se próximos.

ANOVA						
Fonte da variação	SQ	gl	MQ	F	valor-P	F crítico
Parafusos	21,45408	1	21,45408	0,085782	0,776251	5,117355
Erro	2250,91	9	250,1011			
Total	2272,364	10				

Comparando os valores obtidos com o F-crítico, verificamos que os parafusos apresentam valores aceitáveis ($F = 0,08$), desta forma, ambos os parafusos apresentam resultados significativos.

O parafuso de aço-cirúrgico obteve um melhor desempenho com o grupo HE, por apresentar menores valores de variância nos dez tempos avaliados.

Tabela 15- Diferença de T1 do grupo HE e CMH variando o tipo de parafuso de retenção (HE-T e HE-A) e (CMH-T e CMH-A).

resumo	Cont	Soma	Média	Variância
HE-T	10	555	55,5	81,71007
CMH-T	10	585	58,5	184,349

resumo	Cont	Soma	Média	Variância
HE-A	10	634,0476	63,40476	256,9545
CMH-A	10	639,2857	63,92857	101,792

Avaliando a diferença de destorque do tempo inicial entre os subgrupos, verificamos que não houve diferença estatisticamente significativa entre eles (HE-T e HE-A) e (CMH-T e CMH-A) quando analisados os valores da média, porém observa-se uma diferença significativa nos valores de **variância**.

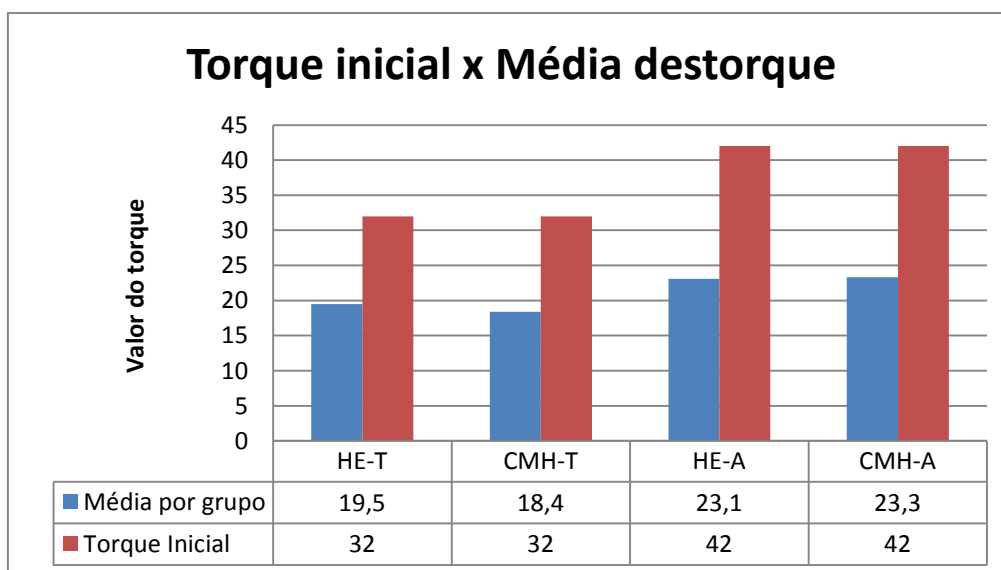
Tabela 16-Diferença de T10 do grupo HE e CMH variando o tipo de parafuso de retenção(HE-T e HE-A) e (CMH-T e CMH-A).

Resumo	Cont	Soma	Média	Variância
HE-T	10	695,625	69,5625	167,0399
CMH-T	10	649,375	64,9375	55,89844

Resumo	Cont	Soma	Média	Variância
HE-A	10	634,7619	63,47619	231,2069
CMH-A	10	614,0476	61,40476	216,2062

O destorque do tempo dez para os subgrupos não apresentou diferenças estatisticamente significativas quando analisados os valores da média. Entretanto, os valores de variância apresentaram uma diferença estatística significativa, principalmente para os subgrupos (CMH-T e CMH-A), o que representa uma melhor efetividade dos parafusos em titânio.

Figura 11-Gráfico comparativo dos valores de torque aplicado para cada grupo e média do destorque nos dez tempos mensurados.



Em uma análise dos valores de destorque entre os grupos, observou-se diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) entre os mesmos. Entretanto o grupo HE com seu respectivo subgrupo HE-T apresentou os melhores resultados quanto a manutenção da pré-carga após os sucessivos ciclos de apertamento e afrouxamento.

Discussão

Embora o aprimoramento das técnicas cirúrgicas associado ao desenvolvimento e aperfeiçoamento de componentes proporcione taxa de sucesso acima de 90% para os implantes (Anderson et al., 1998; Kourtis et al., 2004), estudos longitudinais demonstram que as maiores complicações das próteses sobre implante de estão relacionadas ao afrouxamento dos parafusos de retenção (Pastor, 2003), principalmente nos casos de próteses unitárias (Gratton et al., 2001; Khraisat et al., 2002; Byrne et al., 2006).

A união entre a prótese e o implante é promovida por uma junção parafusada através do apertamento do parafuso de retenção. Conforme o parafuso é apertado, o mesmo é esticado e cria-se uma tensão denominada pré-carga, a qual é um determinante direto da força de união e crítica para a integridade da junção (Jaarda et al., 1995; Lang et al., 2003; Byrne et al., 2006; Kano et al., 2006).

Teoricamente, o parafuso de retenção é a menor parte e o componente mais fraco do sistema. Portanto, o afrouxamento do parafuso pode sinalizar a futura falha de outros componentes e causar fratura do parafuso de retenção, *abutment* e/ou implante; sobrecarga de implantes adjacentes e complicações biológicas (Weiss et al., 2000; Martin et al., 2001, Byrne et al., 2006).

Jemt e Pettersson (1993) relataram a necessidade de reapertos de 44,9% dos parafusos de retenção de próteses unitárias avaliadas em um período de 3 anos, e Simon (2003) relatou uma taxa de 7% de afrouxamento do parafuso de retenção de próteses unitárias sobre implante em regiões posteriores após 10 anos de acompanhamento. Porém, para Theoharidou et al. (2008), o afrouxamento do parafuso é uma complicação rara para próteses unitárias sobre implante devido a características anti-rotacionais e torque aplicado ao sistema.

Qualquer força externa que cause pequeno deslizamento entre as roscas pode resultar em perda da pré-carga. Neste estágio, quanto maior a pré-carga, maior será a resistência ao afrouxamento. Em um segundo

estágio, a pré-carga apresenta-se abaixo de um nível crítico de modo que qualquer força externa e vibrações causem o completo desrosqueamento (Bickford, 1995). Considerando que essa característica pode ser avaliada 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), o presente estudo avaliou o comportamento dos parafusos de retenção de pilares tipo UCLA em implantes de conexão hexágono externo e cone morse hexagonal.

Todos os parafusos de retenção apresentaram uma diferença nos valores de destorque mensurados comparados ao torque de inserção para todos os grupos e subgrupos, o que sugere que parte dessa pré-carga remanescente é perdida mesmo sem a ação de forças externas, o que coincide com alguns estudos realizados, onde se observaram diminuição da pré-carga após monitoramento da mesma por 2 e 3 minutos e até 15 horas (Cantwell e Hobkirk, 2004).

Entretanto, a comparação dos valores de destorque para o parafuso de retenção em titânio nos dois grupos, e a comparação dos valores de destorque para o parafuso em aço-cirúrgico nos dois grupos não se obteve diferenças estatísticas significantes. Já a comparação dos valores de destorque entre os subgrupos de um mesmo grupo apresentaram diferenças estatisticamente significantes pela análise de variância.

De uma forma geral, analisando a média e a variância desses valores, o grupo HE com seu respectivo parafuso de retenção em liga de titânio apresentaram os melhores resultados quanto a manutenção da pré-carga após os dez ciclos de apertamento e afrouxamento. Jorge e colaboradores (2013), por meio de um estudo em *in vitro*, constataram que todos os valores de destorque foram inferiores ao torque de inserção para o parafuso em titânio, antes e após o ciclo mecânico, sendo que a conexão cone Morse proveu a manutenção de maior torque.

Clinicamente, tais resultados podem indicar a necessidade de reaperto do parafuso de retenção após 3 minutos da aplicação do torque

de inserção durante a instalação da prótese sobre implante antes de ser submetido à função mastigatória (Ferreira et al. 2012)

Embora os resultados tenham demonstrado que, de acordo com as condições desse estudo "*in vitro*", o parafuso de retenção em aço cirúrgico apresentou grandes variações no valor de destorque entre os 10 ciclos de apertamento e afrouxamento; e o parafuso de retenção em titânio conservado um valor aproximado entre os dez tempos de mensuração, é preciso que estudos adicionais sejam realizados para avaliar o comportamento desses parafusos diante da aplicação de carregamento, simulando a função mastigatória.

Conclusão

Não há manutenção da pré-carga dos parafusos de retenção, sendo a redução desses valores mais significativa para os parafusos de aço-cirúrgico do que para os parafusos em titânio. O tipo de conexão protética não interferiu nos resultados.

Referências

1. Andersson B. et al. Cemented single crowns on osseointegrated implants after 5 years: results from a prospective study on CeraOne. *Int. J. Prosthodont.*, v. 11, p. 212-218, 1998.
2. Andreiotelli M, Kohal RJ. Fracture strength of zirconia implants after artificial aging. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2009 Jun; 11(2):158-66. doi: 10.1111/j.1708-8208.2008.00105.x. Epub 2008 Jul 24
3. Assunção WG, Delben JA, Gomes EA, Barão VAR, Jorge JRP. Influence of the implants inclination on the accuracy of the working cast. *Braz Dent Science* 2007; 10: 16-24.
4. Assunção WG, Delben JA, Tabata LF, Barão VA, Gomes VA, Garcia IR Jr. Preload evaluation of different screws in external hexagon joint. *Implant Dent.* 2012 Feb; 21 (1): 46-50.
5. Branemark PI, Zarb G, Albrektsson T. Tissue-integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry. Special edition for Nobelpharma, Quintessence 1987.
6. Bickford JH. An introduction to the design and behavior of bolted joints. New York: Marcel Dekker, Inc, 1981.
7. Bickford, JH. An introduction to the designs and behavior of bolted joints. 3. ed. New York: Marcel Dekker, 1995.
8. Bickford JH. Introduction to the design and behavior of bolted joints: non-gasketed joints. 4th ed. Boca Raton: CRC Press; 2007. p. 137-69, 293-352, 391-421.
9. Binon PP. Evaluation of machining accuracy and consistency of selected implants, standard abutments, and laboratory analogs. *Int J Prosthodont* 1995; 8: 162-78. Erratum in: *Int J Prosthodont* 1995; 3: 284.
10. Binon PP. Evaluation of three slip fit hexagonal implants. *Implant Dents* 1996; 5: 235-48(a).
11. Binon PP. The effect of implant/abutment hexagonal misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont* 1996; 9: 149-160(b).

12. Binon PP. Implant and components: entering de new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; 15: 76-94.
13. Breeding LC, Dixon DL, Nelson EW, Tietge JD. Torque required to loosen single-tooth implant abutment screws before and after simulated function. *Int J Prosthodont*.1993;06: 435-9
14. Burguete RL, Johns RB, King T, Patterson EA, Tightining characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. *JProsthet Dent* 1994; 71: 592-599
15. **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**
16. Cantwell, A, Hobkirk, JA. Preload loss in gold prosthesis retaining screws as a function of time. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, v. 19, p. 124-132, 2004.
17. 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.
18. Carr AB, Brunski JB, Hurley E. Effects of fabrication, finishing, and polishing procedures on preload in prostheses using conventional gold and plastic cylinders. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996; 11(5): 589-98.
19. 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: 245-250.
20. Cibirka RM, Nelson S, Lang BR, Rueggeberg FA. Examination of the implant-abutment interface after fatigue testing. *J ProsthetDent*2001; 85: 268-75.
21. Coppedê RA, de Mattos Mda G, Rodrigues RC, Ribeiro RF. Effect of repeated torque/mechanincal loading cycles on two different abutment types in implants with internal tapered connections: an in vitro study. *Clin Oral Implants Res.*2009; 20(6): 624-32. Epub 2009 Mar 4.

22. Dixon DL, Breeding LC, Sadler JP, McKay ML. Comparison of screw loosening, rotation and deflection among three implant designs. *J Prosthet Dent.* 1995;03:270-8.
23. Ferreira MB, Delben JA, Barão VA, Faverani LP, Dos Santos PH, Assunção WG. Evaluation of torque maintenance of abutment and cylinder screws with Morse taper implants. *J Craniofac Surg.* 2012 Nov ;23(6):e631-4.
24. Gratton DG, Aquilino SA, Sanford CM. Micromotion and dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface. *J Prosthet Dent.* 2001;85:47-52.
25. Haack JP, Sakaguchi RL, Sun T, Coffey JP. Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1995;10(5):529-36.
26. Hoyer SA, Stanford CM, Buranadham S, Fridrich T, Wagner J ,Gratton D. Dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface: Joint opening in wide-diameter versus standard-diameter hex-type implants. *J Prosthet Dent.* 2001;85(6):599-607
27. Jaarda MJ, Razzoog ME, Gratton DG. Geometric comparison of five interchangeable implant prosthetic retaining screws. *J Prosthet Dent.* 1995;74:373-9
28. Jemt T, Johansson J. Implant treatment in the edentulous maxillae:a 15-year follow-up study on 76 consecutive patients provided with fixed prostheses. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2006;8(2):61-9.
29. Jemt T, Lekholm U, Gröndahl K. 3-year follow-up of early single implant restorations ad modum Branemark. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1990;10:340-9.
30. Jemt T, Petersson P. A 3-year follow-up study on single implant treatment. *J. Dent.*, v. 21, p. 203-208, 1993.
31. Jokstad A, Braeger U, Brunski JB, Carrs AB, Naert I, Wennenberg A. Quality of dental implants. *Int Dent J* 2003;53(suppl 2):409-443.
32. Jorge JR, Barão VA, Delben JA, Assunção WG. The role of implant/abutment system on torque maintenance of retention screws and vertical misfit of implant-

- supported crowns before and after mechanical cycling. *Int. J Oral Maxillofac Implants*. 2013 Mar-Apr ;28(2): 415-22.
33. Jorneus L, Jemt T, Carlsson L: Loads and designs of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7: 353-359.
34. Jung RE, Pjetursson BE, Glauser R, Zembic A, Zwahlen M, Lang NP. A systematic review of the 5-year survival and complication rates of implant-supported single crowns. *Clin Oral Implants Res*. 2008;19(2): 119-30.
35. 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.
36. Khraisat A, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. *J Prosthet Dent*. 2002;88: 604-10.
37. Khraisat A, Hashimoto A, Nomura S, Miyakawa O. Effect of lateral cyclic loading of an external hexagon implant system. *J Prosth Dent* 2004;91: 326-34(a).
38. Kourtis SG et al. Private practice results of dental implants. Part I: survival and evaluation of risk factors – Part II: surgical and prosthetic complications. *Implant Dent.*, v. 13, p. 373-385, 2004
39. Lang LA, Kang B, Wang RF, Lang BR. Finite element analysis to determine implant preload. *J Prosthet Dent* 2003;90: 539-46.
40. Lang LA, Wang RF, May KB. The influence of abutment screw tightening on screw joint configuration. *J Prosthet Dent*. 2002;1: 74-9.
41. Martin, WC et al. Implant abutment screw rotations and preloads for four different screw materials and surfaces. *J. Prosthet. Dent.*, v. 86, p. 24-32, 2001.
42. McGlumphy EA, Mendel DA, Holloway JA. Implant screw mechanics. *Dent Clin*
43. Pastor FP. Avaliação mecânica de três tipos de parafusos de fixação de abutments sobre implantes: estudo in vitro. 2003. 129 f. Tese (Mestrado em Odontologia) – Faculdade de Odontologia de Araçatuba, Universidade Estadual Paulista, Araçatuba, 2003.
44. Pjetursson BE, Branger U, Lang NP, Zwahlen M. Comparison of survival and complication rates of tooth-supported fixed dental prostheses(FDPs) and implant

- supported FDPs and single crowns (SCs). *Clin Oral Impl Res* 2007;18(supply3):97-113.
45. Sakaguchi RL, Borgersen SE. Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screws. *Int J Oral Maxillofac Implants*.1995 May-Jun; 10(3): 295-302.
46. Simon, RL. Single implant-supported molar and premolar crowns: A ten-year retrospective clinical report. *J. Prosthet. Dent.*, v. 90, p. 517-521, 2003.
47. Taylor TD, Agar JR. Twenty years of progress in implant prosthodontics. *J Prosthet Dent* 2002; 88: 89-95.
48. Theoradidou A, Petridis HP, Tzanas K, Garefis P. Abutment screw loosening in single-implant restorations: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants*.2008; 23(4): 681-90.
49. 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(2): 183-91.
50. Weiss, EI, Kozak, D, GROSS, MD. Effect of repeated closures on opening torque values in seven abutment-implant systems. *J. Prosthet. Dent.*, v. 84, p. 194-199, 2000.
51. 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.