

**Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico**

Rodrigo Corral González

**Avaliação da influência de diferentes torques na capacidade anti-rotacional e resistência à tração em implantes com interface cone Morse. Um estudo *in vitro*.**

CURITIBA  
2012

Rodrigo Corral González

Avaliação da influência de diferentes torques na capacidade anti-rotacional e resistência à tração em implantes com interface cone Morse. Um estudo *in vitro*.

Dissertação apresentada ao Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Odontologia, área de concentração em Implantodontia.

Orientador: Prof. Dr. Roberto Hideo Shimizu

Co- Orientador: Prof. Dr. Caio Hermann

CURITIBA  
2012

González, Rodrigo Corral

G642a Avaliação da influência de diferentes torques na capacidade anti-rotacional e resistência à tração em implantes com interface cone Morse. Um estudo *in vitro*. Curitiba, 2012  
113 f. : il. ; 31 cm

Dissertação (mestrado) – Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico – Programa de Pós - Graduação em Odontologia - Área de Concentração: Implantodontia. Curitiba, 2012

Orientador: Prof. Dr. Roberto Hideo Shimizu

Co-Orientador: Prof. Dr. Caio Hermann

Bibliografia

1. Interface do Implante Cone Morse-Intermediário. 2. Torque. 3. Implante Dentário- Desenho do Intermediário. I. Título

Rodrigo Corral González

Avaliação da influência de diferentes torques na capacidade anti-rotacional e resistência à tração em implantes com interface cone Morse. Um estudo *in vitro*.

Presidente da banca (Orientador): Prof<sup>o</sup>. Dr. Roberto Hideo Shimizu.

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr<sup>a</sup>. Ivete Aparecida de Mattias Sartori

Prof. Dr. Maurício Serejo Ribeiro

Aprovado em: 23/03/2012.

## Dedicatória

... à Deus por proteger minha família e a mim nos momentos mais importantes, abençoando-nos com saúde e sabedoria para que eu pudesse me dedicar a este momento importante da minha vida....

... aos meus pais Martin Corral Gutierrez e M<sup>a</sup> Del Pilar González González de Corral, pelo exemplo de pais que são, íntegros, trabalhadores, simples e extremamente atenciosos com os filhos, falar de vocês será sempre motivo de muito orgulho pois foi com muita dedicação que nos criaram, e neste momento tenho minha eterna gratidão pelo que fazem e se hoje concluo este curso foi porque vocês permitiram que eu começasse meu sonho em 1994. Amo muito vocês, a simplicidade de vocês é o que me impulsiona todo dia a me tornar uma pessoa cada dia melhor, mais humana e mais feliz.....

...à minha esposa Edméa de Andrade Pontes Corral, minha eterna "Meinha", minha eterna namorada, minha melhor amiga, à você devo tudo, sempre cuidou de mim, sempre me amou, sempre me incentivou nos meus momentos de aflição, me encheu de esperança quando eu mais precisava, eu te amo muito, te admiro muito, agradeço pelos inúmeros momentos felizes que passamos juntos, obrigado por cuidar da Sofia, você é uma mãe maravilhosa, mesmo nos momentos ausentes devido ao curso, você sempre esteve presente nos meus pensamentos. Te conhecer foi minha grande sorte, te conquistar foi meu grande desafio, te amar para sempre é o objetivo da minha vida.....

... à minha filha Sofia Pontes Corral, você foi um presente de Deus para nós, eu te amo muito, só penso em estar juntinho com você...Por você ser tão carinhosa, tão amiga, tão sincera, tão inocente, tão simples e tão feliz, no mundo em que vivemos, por isso você é especial para mim.....

...dedico este trabalho.

## Agradecimentos

... aos meus irmãos Henrique e Gonçalo, obrigado pelo carinho nos poucos momentos que estivemos juntos, desculpa pela ausência nos momentos de lazer, espero recuperar esse tempo daqui para frente.

...aos meus amigos de Macaé, os de infância, do colégio e amigos de profissão, foi muito difícil abdicar de momentos juntos, mas tenham a certeza que sempre estive junto de vocês com o meu coração e em pensamento.

...à equipe de Engenharia do Laboratório de Materiais Integrados - LIM , especialmente a engenheira Laiz Valgas, trabalhar com vocês nesses dias intensos de muitos testes foi mais que uma tarefa, foi um aprendizado de disciplina e profissionalismo, a vocês só posso dizer parabéns e muito obrigado.

...ao Prof. Dr. Caio Hermann, obrigado pelas dicas e pela direção no trabalho, pela atenção a mim dada até mesmo por telefone e por me acalmar nos momentos de grande ansiedade. Sua calma demonstra o quão seguro e profissional és, forte abraço do amigo de Macaé.

... ao Prof. Dr. Roberto Hideo Shimizu, a tua disciplina e teu alto grau de exigência foram fundamentais para que eu me esforçasse cada dia mais, em busca de realizar um projeto que tivesse um importante valor para o meio científico, espero ter correspondido as expectativas, forte abraço do amigo de Macaé.

...à Luciana Cunha (bibliotecária), talvez nossa maior ajuda, sempre disposta para todos, tendo que dar conta de vários e-mails e pedidos de artigos ao mesmo tempo, seu esforço sempre será lembrado por todos, de uma pessoa carinhosa, simpática, inteligente e educada. Fechamos a biblioteca juntos algumas vezes, e você sempre disposta até o último minuto. Serei sempre grato.

... à república do “Bolívia”, composta por mim, Ricardo Toscano, Gabriel Mendes e Amilkar Rocha, quantas risadas nós demos, momentos de extrema alegria e confraternização que fazem parte de qualquer curso, amizades imortais, momentos que lembro em minha casa, no trabalho,.... A saudade é o que alimenta o reencontro, forte abraço do Macaé.

... aos colegas de classe Fábio, Gabriel, Francisco, Gustavo, Amilkar, Ricardo, Carolina, Sueli, Stella, Halina, Décio e Half, pertencer a esta turma foi motivo de orgulho, pois todos vocês foram meus professores, a cada pergunta que fazia, notava a grande experiência de cada um e o companheirismo nas clínicas demonstrava a sabedoria e humildade de todos. Saudades eternas.

... ao Prof. Dr. Sérgio Bernardes, um colega de classe em Bauru que se tornou um amigo, e depois se tornou meu professor, lembrar daqueles dias em Bauru e olhar para você hoje me deixa muito feliz, você se tornou um grande mestre, jovem e já muito experiente, somente com muita dedicação para conseguir chegar onde você chegou, eu sei da tua história, por isso minha admiração. Continue assim, pois você inspira muitos jovens e a mim também.

... à Prof. Ivete Sartori, pois sempre que falei do meu curso, dizia duas palavras: ILAPEO e o seu nome. Isso com o maior orgulho possível, dividir o atendimento de um paciente com a senhora, vê-la atender e ouvir suas considerações foi o grande momento para mim no curso, A senhora é o coração desse instituto, e sua humildade nos ensina que por trás do nome, primeiro vem o ser humano. Obrigado por tudo e pela confiança em mim.

... ao Prof. Dr. Geninho Tomé, uma palavra te define, "gênio". Somente uma mente brilhante conseguiria chegar tão longe, e para mim, o mais importante que você criou foi uma fábrica de realizar sonhos, vários são os profissionais e pessoas que através do seu produto hoje são pessoas mais felizes, mais saudáveis, auto estima recuperada, pois ser feliz é o objetivo de todos nós, e sua visão possibilitou isso. Por isso você está entre os grandes gênios da odontologia mundial.

... aos Prof. Drs. Luís Padovam, Dr<sup>a</sup> Ana Cláudia, Dr<sup>a</sup> Flávia, Dr<sup>a</sup> Ana Paula, Dr. Alexandre Molinari, devo a vocês o meu grande aprendizado que foi a disciplina e profissionalismo, qualidade imprescindível a qualquer profissional e que vocês ensinaram tão bem. Serei eternamente grato pelos momentos de exigência que nos fizeram crescer. Obrigado pela confiança em mim.

... aos funcionários do ILAPEO, equipe do almoxarifado, da radiologia, da esterilização, do financeiro, do marketing, do cafezinho sempre fresco e saboroso, obrigado pela forma gentil que sempre se reportaram a minha pessoa.

... à Dr<sup>a</sup> Francine Able e Dr<sup>a</sup> Josiane Gama, pelo apoio nas clínicas, no agendamento dos pacientes e nas salas de aula. Obrigado pelo carinho que vocês tiveram com todos.

... à toda equipe do laboratório do Adércio, sempre prontos para ajudar e dar andamento de forma eficaz e rápida aos casos clínicos, e pela liberdade que eu sempre tive para entrar e sair do laboratório tantas vezes...

... aos meus sogros Hélio e Edméa, pela paciência nos meus momentos de aflição e ansiedade, desculpem pela falta de atenção em alguns momentos, serei eternamente grato a vocês pelo carinho dedicado à toda minha família, especialmente a neta Sofia.

... às minhas tias cariocas Sandra e Sônia, sempre atenciosas e preocupadas com meus horários antes da viagem, obrigado pelos conselhos e pelos lanches às 5 da manhã antes dos vôos nas segundas.

... aos funcionários da minha clínica, obrigado pela atenção aos pacientes na minha ausência.

... meu eterno agradecimento.

# Sumário

Listas

Resumo

1. Introdução.....	16
2. Revisão de Literatura.....	19
3. Proposição.....	37
4. Material e Método.....	38
5. Artigos Científicos	
5.1 Artigo 1 .....	56
5.2 Artigo 2 .....	69
6. Referências.....	87
7. Apêndice.....	91
8. Anexos .....	113

## Lista de Figuras

Figura 1 - A- Vista superior da área de contato do cone. B- Vista superior e corte transversal de um implante cone Morse indexado.....	38
Figura 2 - A- Análogo do Implante Cone Morse Indexado. B- Vista superior .....	39
Figura 3 - A- Munhão 2 Partes (Foto do Catálogo). B- Munhão Parafuso Passante.....	40
Figura 4 - A- Chave Hexagonal 0.9mm. B- Chave especial para o ensaio.....	40
Figura 5 - Grupo de amostra separado para o ensaio.....	41
Figura 6 - A- Catraca protética/chave hexagonal 0.9mm/ munhão universal parafuso passante/ análogo cone Morse. B- Encaixe suave entre o pilar/análogo. C- Torque inicial suave somente para aperto do parafuso.....	42
Figura 7 - A- Corpo de prova preso na morsa B- Chave hexagonal encaixada.....	43
Figura 8 - A- Catraca protética sendo utilizada .....	43
Figura 9 - A- Visor do aparelho do torque eletrônico. B- Unidade de medida.....	43
Figura 10 - A- Chave digital e chave 0.9mm na extremidade do torquímetro. B- Conjunto pilar/implante preso na morsa. C- Aparelho de Torque Eletrônico Lutron TQ-8800.....	44
Figura 11 - A- Torque no G1. B- Torque no G2. C- Torque no G3.....	44
Figura 12 - Conjunto separado para o ensaio.....	45
Figura 13 - A- Aparelho de aferição de torque e destorque. B- Corpo de prova posicionado na parte fixa do aparelho.....	46
Figura 14 - A- Chave 0.9mm encaixada no parafuso passante. B- Parte do aparelho que realizará o destorque.....	46
Figura 15 - Distância de segurança da base da chave hexagonal com o suporte de encaixe.....	47
Figura 16 - A- Corpo de prova preso na parte fixa da máquina. B-Chave especial de remoção de Munhão Universal 4.5mm encaixada no munhão.....	48
Figura 17 - Conjunto posicionado para o teste.....	49
Figura 18 - Visor da máquina com os respectivos valores do teste.....	49
Figura 19 - A/B/C - Máquina de Ensaio Universal Instron.....	50
Figura 20 - A- Munhao Universal Cone Morse Exact. B- Conjunto Munhão e Análogo Indexados.....	51

Figura 21 - Corpo de prova preso na morsa .....	51
Figura 22 - Grupo preparado para o ensaio do <i>Pull Out</i> .....	52
Figura 23 - Corpo de prova posicionado na célula de carga.....	52
Figura 24 - A- Antes do ensaio. B- Após o <i>Pull Out</i> .....	53
Figura 25 - Microscópio Eletrônico de Varredura (M.E.V.).....	54
Figura 26 - Microscópio óptico de 12.5 x de aumento.....	54
Figura 27 - A/B/C/D - Corpos de prova dos grupos de 15/20/ 25N.cm e chave 0.9 separadas para análise no M.O. e no M.E.V.....	55
Figura 28 - A- M.E.V. interna do análogo do grupo de 15N.cm antes dos testes. B- M.E.V. interna do análogo do grupo de 15N.cm depois dos testes.....	106
Figura 29 - A- M.E.V. interna do análogo do grupo de 20N.cm antes dos testes. B- M.E.V. interna do análogo do grupo de 20N.cm depois dos testes.....	106
Figura 30 - A- M.E.V. interna do análogo do grupo de 25N.cm antes dos testes. B- M.E.V. interna do análogo do grupo de 25N.cm depois dos testes.....	106
Figura 31 - A- M.E.V. da chave 0.9mm nova. B- M.E.V. da chave 0.9mm do grupo de testes de 15N.cm .....	107
Figura 32 - A- M.E.V. da chave 0.9mm do grupo de testes de 20N.cm. B- M.E.V. da chave 0.9mm do grupo de testes de 25N.cm.....	107
Figura 33 - Cabeça do parafuso do munhão, aumento de 80x, do G1 .....	108
Figura 34 - Cabeça do parafuso do munhão, aumento de 80x, do G2.....	108
Figura 35 - Cabeça do parafuso do munhão, aumento de 80x, do G3.....	108
Figura 36 - A- M.E.V. da rosca de um parafuso novo. B- M.E.V. da rosca do parafuso do munhão do G1(15 N.cm).....	109
Figura 37 - A- M.E.V. da rosca do parafuso do munhão do G2(20 N.cm) B- M.E.V. da rosca do parafuso do munhão do G3 (25 N.cm).....	109
Figura 38 - A/B/C -MEV da parte superior do parafuso do G1 do munhão Exact.....	110
Figura 39 - A/B/C - MEV da parte superior do parafuso do G2 do munhão Exact.....	111
Figura 40 - A/B/C - MEV da parte superior do parafuso do G3 do munhão Exact.....	112

## Lista de Tabelas

Tabela 1- Destorque do Munhão G1 .....	92
Tabela 2- Destorque do Munhão G2 .....	92
Tabela 3- Destorque do Munhão G3.....	93
Tabela 4 - Valores do embricamento do sistema sob 15, 20 e 25N.cm.....	95
Tabela 5 - Destorque do Parafuso G1.....	97
Tabela 6 - Destorque do Parafuso G2.....	97
Tabela 7 - Destorque do Parafuso G3.....	98
Tabela 8 - Valores de destorque do munhão em N.cm.....	99
Tabela 9 - Valores de “p”.....	99
Tabela 10 - Valores do Ângulo no ensaio de destorque do munhão.....	101
Tabela 11- Valores de “p”.....	101
Tabela 12- Valores em N.cm do <i>Pull Out</i> do G1/G2/G3.....	102
Tabela 13 - Valores de “p”.....	102
Tabela 14- Valores do destorque do parafuso em N.cm.....	104
Tabela 15 - Valores de “p”.....	104

## Lista de Gráficos

Gráfico 1 - G1 - 15N.cm / Instron.....	96
Gráfico 2 - G2 - 20N.cm / Instron.....	96
Gráfico 3 - G3 - 25N.cm/ Instron.....	96
Gráfico 4 - Destorque do Munhão do G1/G2/G3.....	100
Gráfico 5- Valores do Ângulo do G1/G2/G3.....	101
Gráfico 6- <i>Pull Out</i> do G1/G2/G3.....	103
Gráfico 7 – Destorque do Parafuso do G1/G2/G3.....	105

## Lista de Abreviaturas, Siglas e Símbolos

N - Newton

N.cm - Newton centímetro

N.mm – Newton milímetro

p – Valores de “p” dos testes estatísticos

CM – Cone Morse

mm/min - milímetro por minuto

°C – Grau Celsio

% - Porcentagem

KN – Kilo Newton

G1 – Grupo 1

G2 – Grupo 2

G3 – Grupo 3

MEV – Microscopia Eletrônica de Varredura

MO – Microscópio Ótico

RPM – Rotações por Minuto

## Resumo

O objetivo deste trabalho foi determinar se a quantidade da pré-carga influencia na resistência ao destorque do parafuso e destorque e *Pull Out* sobre pilares de duas peças com conexão Cone Morse indexada. Este estudo utilizou 60 amostras (análogos) de implantes 3.75 x 12mm, conexão tipo cone Morse de 11,5°(Neodent Implante Osseointegrável, Curitiba, Brasil), com indexador hexagonal. Foram utilizados 60 Munhões Universais Cone Morse Parafuso Passante (Neodent Implante Osseointegrável, Curitiba, Brasil), 4,5mm de diâmetro, 2,5mm de cinta de transmucoso e 4 mm de altura. Foram criados 3 grupos de 20 conjuntos pilar/implante, segundo o torque aplicado: 15N.cm. (G1); 20N.cm. (G2) e 25N.cm. (G3). Os dados foram expressos por médias, medianas, valores mínimos, valores máximos e desvios padrões. Para a comparação entre os grupos foi considerado o modelo de análise de variância com um fator (ANOVA). O teste LSD (*least significant difference*) foi usado para as comparações múltiplas. A condição de normalidade das variáveis foi avaliada pelo teste de Kolmogorov-Smirnov. Valores de  $p < 0,05$  indicaram significância estatística. Os dados foram analisados com o programa computacional Statistica v.8.0. Foram encontradas diferenças estatísticas significativas entre G1 e G2, G1 e G3, G2 e G3.

Palavras Chave: Interface do Implante Cone Morse- Intermediário, Torque, Implante Dentário- Desenho do Intermediário.

## Abstract

The purpose of this study was to determine if the amount of preload influences the resistance of the screw reverse torque and abutment reverse torque and Pull Out with abutments of two parts indexed Morse taper connection. This study used 60 samples (analogues) of 3.75 x 12mm implants, Morse taper connection of 11,5° (Integrable Neodent Implant, Curitiba, Brazil), with hexagonal indexing. A total of 60 Morse Taper Universal Abutments Through Bolt ( Neodent , Curitiba, Brazil ), 4.5 mm diameter, 2.5 mm transmucosal and 4 mm in height. We created three groups of 20 sets abutment / implant, according to the applied torque: 15 N.cm (G1), 20 N.cm (G2) and 25N.cm (G3). Data were expressed as mean, median, minimum, maximum and standard deviation. For comparison between groups was considered the model of analysis of variance with one factor (ANOVA). The LSD test (least significant difference) was used for multiple comparisons. The condition of normality of variables was assessed using the Kolmogorov-Smirnov test. P values <0.05 were considered statistically significant. The data were analyzed with computer statistic program.v.8.0. There were statistically significant differences between G1 / G2, G1 / G3, G2 / G3.

Key Words: Morse Taper Dental Implant- Abutment Interface, Torque, Dental Implant- Abutment Designs.

## 1. Introdução

A obtenção de ótima estabilidade e manutenção da interface pilar/implante ainda é um desafio para a clínica diária.

Coroas implanto suportadas tem sido utilizadas a mais de 20 anos para substituir perdas dentárias unitárias em regiões estéticas (JEMT, 1986), tornando-se a escolha preferida para a restauração do edentulismo unitário dado seu bom resultado a logo prazo (JEMT, 2008).

Com o aumento da demanda de pacientes que precisam de implantes e os resultados clínicos observados, reformulações do desenho dos implantes estão sendo constantemente realizadas para preencher requisitos tanto estéticos como funcionais (DING et al., 2003).

Sutter et al. (1993) propôs uma conexão interna cônica de 8 graus, conhecida como cone *Morse*, entre o implante e o pilar para superar alguns dos problemas inerentes associados com a conexão do tipo hexágono externo. Comenta que o maior afrouxamento do parafuso, fratura de componentes, e dificuldade no assentamento subgingival dos pilares em regiões profundas são problemas comuns quando se trabalha com uma conexão externa hexagonal e que este novo sistema agora possuía um travamento automático com previsibilidade de posicionamento vertical, o que dispensava o uso de radiografias para verificação do assentamento do conjunto.

Kim et al. (2005) considera que a manutenção da prótese e a proteção do tecido periimplantar não está associada somente ao tipo de interface entre pilar e implante mas também à interação entre todas as partes envolvidas (profissional, paciente e sistema de implantes), sendo imprescindível para o sucesso clínico a curto e longo prazo.

Entre os parâmetros que afetam o aperto e afrouxamento em valores de torque, verifica-se que o ângulo do cone, comprimento do contato Morse e raio externo do implante tem a maior influência. Para o autor, o comprimento de contato é o parâmetro

mais prático para ajustar e tem o efeito mais forte sobre o aumento do valor de torque de afrouxamento. Comentam que o valor do coeficiente de atrito afeta fortemente o aperto e o desaperto em valores de torque (BOZKAYA & MÜFÜ 2005). Quanto maior a precisão entre o pilar e o implante, maior seria a fricção entre as partes, mas fatores podem afetar o afrouxamento do pilar como falha por fadiga pelas asperezas na interface de contato, ou redução do coeficiente de atrito efetivo. Segundo o autor, uma maior profundidade de inserção de um pilar cônico não significa necessariamente no aumento ilimitado em força de *pull out* ou valores de torque de afrouxamento (BOZKAYA & MÜFÜ 2003).

Norton (1997), demonstrou ser de grande importância a incorporação de interface cônica interna na relação pilar/implante, contribuindo para ganhar a resistência às forças de flexão na interface. Segundo (KHRAISAT et al. 2002; MERZ, HUNENBART & BELSER 2000), a conexão cone Morse apresenta uma mecânica superior à conexão hexagonal externa quando submetida à forças cíclicas, justificando sua significativa melhor estabilidade a longo prazo na aplicação clínica.

Para Squier, Psoter e Taylor (2002), Ding et al. (2003), as alterações do cone Morse com a inclusão de um componente anti rotacional (indexador) , responsável por uma importante diminuição na área de superfície do cone Morse, não reduziu significativamente a resistência da conexão e não tem efeito deletério na resistência ao “afrouxamento” de pilares sólidos.

Segundo Çehreli et al. (2004), os ensaios de carregamento em sistemas cone Morse tem mostrado que pilares apresentavam sinal de desgaste na superfície do cone, mas não nas roscas dos parafusos. O cone acaba assim protegendo as roscas de sobre cargas, sendo a fricção existente decisiva na manutenção da pré-carga. Para o autor, pilares sólidos e de 2 peças possuem alta resistência a fadiga para cargas dinâmicas e podem estar em função por anos sem complicações mecânicas. Para (ŞAHIN, ÇEHRELI & YALCIN 2002) a forma do cone e a fricção entre as superfícies são os responsáveis por

protegerem as roscas do intermediário de cargas funcionais excessivas. Para ocorrer à fricção entre as superfícies e aumentar a capacidade antirotacional do conjunto, a quantidade do torque tem papel fundamental. (KHRAISAT et al., 2004a).

Reconhecendo que, apesar de serem muitas as vantagens descritas para as conexões cônicas internas, a importância de estabelecer a área de superfície do sistema cone Morse, sua capacidade antirotacional, sua resistência ao destorque dos parafusos e dos munhões de 2 peças assim como a tração (*Pull Out*) dos mesmos, à partir de diferentes torques dados no parafuso do munhão, este estudo foi idealizado.

## 2. Revisão de Literatura

Jörnégus, Jemt e Carlsson (1992), realizaram estudo com o objetivo de abordar o problema da estabilidade do parafuso, calculando as forças oclusais máximas in vivo nos pacientes com restaurações unitárias sobre implante parafusadas e testar a estabilidade de diferentes desenhos e materiais de parafusos de pilar em uma situação de teste de bancada. As medições das forças oclusais foram usadas para determinar a capacidades de retenção necessárias para a articulação do parafuso. Designs de diferentes parafusos foram analisados em situações de teste de bancada e os resultados foram comparados com situações clínicas. Os tipos foram: 1. Titânio grau 1 parafuso com cabeça cônica. 2. Titânio grau 1 parafuso com cabeça chata. 3. Titânio grau 3 parafusos com cabeça chata. 4. Parafuso de liga de ouro com cabeça chata. Um implante de 10 mm padrão foi montado em um bloco e um cilindro de pilar único foi fixado ao implante por um parafuso de um dos desenhos acima. O parafuso foi apertado a diferentes torques específicos (20 a 35 N.cm) por um medidor de torque. Cada desenho do parafuso foi testado imediatamente após aperto em cinco testes repetidos. Novos componentes foram usados para cada teste. O torque necessário para girar o cilindro (abutment) foi medido. Esta rotação no sentido horário e anti-horário foi detectada visualmente e um som de clique foi ouvido quando o cilindro mudava para uma nova posição. Uma força de 70N foi aplicado no pilar perpendicular ao longo eixo do implante, 9,5 milímetros a partir da interface pilar-implante. Esta força foi repetida 100 vezes. Também foi realizado 1 milhão de ciclos de carga, após o qual o torque necessário para mover o cilindro (abutment) foi medida. Concluíram que parafusos de liga de ouro com cabeça chata e torque de aperto à 35 N.cm produziram os melhores resultados.

Sutter et al. (1993) testaram um novo desenho de pilar, sendo na sua porção apical um ângulo de 8° de cone, sua porção coronal um octógono com altura de 1.5mm acima do ombro do implante, e um pilar com um ombro de 90 graus e uma parte superior de 0,6 mm hexagonal acima do ombro do implante. Foram realizados testes de carga

estática e dinâmica, à 9 mm da junção pilar/implante, em 90° e 45° sobre o pilar. Copings pré-fabricados de ouro formam a base para as reconstruções de prótese fixa aparafusada e parafusos de titânio, 2 mm de diâmetro, 2.5mm de cabeça foram utilizados para reter os copings. Para avaliar a precisão na reprodutibilidade de diferentes laboratórios, modelos foram construídos simulando uma prótese fixa de 3 elementos e comparadas ao modelo mestre. Analizaram a distância entre os eixos centrais dos pilares para verificar a precisão horizontal e o ângulo dos lados dos pilares octogonais sobre os moldes originais e sobre os modelos produzidos no laboratório para determinar a precisão de rotação na transferência. Três tipos de divergência foram testadas, divergência e convergência coronal e divergência no sentido sagital, e os resultados mostraram um assentamento passivo quando essa divergência é de até 40°. Os resultados mostraram que o conjunto 8° de cone elimina a possibilidade de rotação e perda do torque do pilar, tendo este mais de 450N.cm de torque de aperto (limite de escoamento final superior a 400N.cm) em relação a 125N.cm da junção 90°(acoplamento plano). O torque de desaperto para a pilar cônico foi de 7% à 20% superior ao de aperto,sugerindo uma solda fria, enquanto a junção de 90° foi de aproximadamente 10% menor do que o aperto, a níveis clinicamente relevantes de 25N.cm de aperto, concluindo que a junção cônica foi 20% mais resistente ao afrouxamento. Os resultados dos teste de carga dinâmica (500.000 e 2.000.000 ciclos) mostraram uma diminuição constante do torque de desaperto na junção com ombro de 90° até a metade do valor do torque de aperto, enquanto a junção cônica (com ombro de 45°) manteve o mesmo nível do torque de aperto. Aplicando carga lateral e oblíqua à 9 mm sobre o coping fixado por parafuso acima da junção para ambos (ombro 90° com 0.6mm de altura de hexágono e ombro de 45° com 1,5mm de altura de octógono), os resultados indicam faixas de carga mais elástica e maior força de rendimento para o pilar com 1.5mm de octógono e 8° de cone e quando essa carga foi realizada à 3mm da junção, o resultado foi de 2 a 2.5 vezes maior para este pilar. A maior parte da resistência à força oblíqua vem do contato no terço médio da face octagonal do pilar, ou seja, a 1

mm de altura do octógono e ao aumento da superfície de contato devido ao ombro de 45°. O ombro de 45° produz um microgap 30% menor do que um ombro convencional de 90°.

Norton (1997) realizou estudo com o objetivo de comparar a resistência às forças de flexão da interface pilar/implante e a interface pilar/cilindro em implantes de 3,5mm de diâmetro de conexão interna cônica (Astra Tech, Suécia) e implantes 3,75mm de conexão hexagonal/Branemark system (Nobel Biocare Management AG, Zürich-Suíça). Seqüências de carga e descarga foram realizadas com aumento da carga até que a carga aplicada causasse a falha do conjunto, a 90° do longo eixo do conjunto, de 0 à 100N. O teste foi realizado com uma velocidade de deslocamento constante de 1mm/min com primeiro ponto de deformação plástica definida a ser considerada de 0.3mm de deslocamento permanente. No teste nº 1 que analisou a interface pilar/implante, o ponto em que foi registrado pela primeira vez 0,3 milímetros de deformação plástica permanente para a interface cônica ocorreu em um momento médio de 1315N.mm (Astra Tech, Suécia), que comparou a um momento médio de 645 N.mm (Nobel Biocare Management AG, Zürich-Suíça) para alcançar uma deformação semelhante entre a interface estudada. Foi registrado um momento de flexão máximo de 2030 N.mm para o conjunto Astra Tech System, resultando em falha mecânica na zona crítica, observou-se pequena deformação no pescoço do parafuso do pilar, mas nenhuma fratura. Em contraste, o momento de flexão máximo para Branemark system foi de 1262 N.mm e resultou em alongamento gradual do parafuso do pilar, e que o momento de flexão diminuiu lentamente após atingir o seu máximo. Concluíram que a incorporação de interface cônica interna na relação pilar/implante mostrou significância estatística quando foi comparada a resistência desta conexão frente a forças de flexão.

Um estudo experimental realizado por Norton (1999) investigou a variação do torque de afrouxamento como um percentual do torque de aperto nos sistemas (Implante Straumann ITI - Suíça) de 4,0 mm de diâmetro e (Astra Tech-Suécia) 3,5mm de diâmetro

-15,3 mm<sup>2</sup> de superfície cônica e 4,0 mm de diâmetro- 27,9 mm<sup>2</sup>, não indexados, sendo 8 graus e 11 graus de cone interno, respectivamente, com relação a diferentes parâmetros como o torque de aperto (variou entre os testes de 4N.cm à 300N.cm), ângulo do cone (8° e 11°), área de superfície interfacial (15,3 e 27.9mm<sup>2</sup>), a existência de contaminação com saliva( testes realizados em ambiente seco e molhado com saliva artificial à 37°) e atraso de tempo para afrouxamento (10 e 60 min). Foram utilizados pilares sólidos. Forte correlação foi encontrada entre o torque de afrouxamento como um percentual do torque de aperto. O ângulo do cone, contaminação com saliva e tempo de atraso ao afrouxamento não tiveram um efeito significativo sobre o torque de afrouxamento, enquanto a área de superfície interfacial parecia ter um efeito profundo sobre a eficiência da conexão. A eficiência é definida como a razão do torque de afrouxamento para o torque de aperto. Em níveis clinicamente relevantes de torque (20 - 40N.cm), o torque de afrouxamento foi 80-85% do torque de aperto, demonstrando que solda a frio não ocorre.

Norton (2000) realizou um estudo comparativo e avaliou a resistência à flexão para o Implante Straumann ITI - Suíça e Astra Tech ST-Suécia, sistemas de implantes usando um implante de 8° de cone interno, de 4.1x14mm e 11° de cone interno, de 4.5x15mm respectivamente, ambos implantes e pilares “não indexados”. Seis unidades foram testadas para cada sistema. Testes de carga alta foram realizados, 4 mm a partir da articulação do conjunto e os momentos de flexão necessário para induzir o primeiro ponto de deformação plástica e o de fracasso final foram medidos. A célula de carga foi montado em uma máquina de ensaio (Adamel DY 31, 394 / 461094) e usada para aplicar uma força variando de 0 a 500N. O ponto de aplicação da força foi a 4mm da junção implante/pilar. Um indicador DIGIMATIC (Tipo IDF-150, Mitutoyo, Tóquio, Japão) foi usado para medir o deslocamento com uma precisão de 0,001 milímetros, de 0 a 50 mm. Testes de carga alta foram executados, com força crescente e uma velocidade constante de 1 mm/min. Medindo o ponto em que 0,3 milímetros de deformação plástica

permanente ocorria pela primeira vez ,o grupo da Astra Tech obteve uma média de 4.176 N.mm, comparado com uma média de 2.526 N.mm para as unidades ITI. Um momento de flexão máxima média de 5507 N.mm (carga = 220 N) foi registrada para a Unidades de Astra em comparação com uma média máxima de 3269 N.mm (carga = 131 N) para o ITI. Houve uma diferença estatística significativa para o ponto de deformação plástica em primeiro, e para o fracasso entre os 2 sistemas com ( $P = 0043$ ).O pilar sólido da Astra deformou no seu colar sem fraturar mas todos os pilares sólidos da ITI fraturaram na cabeça do parafuso. Concluiu que tanto os pilares cônicos da Astra Tech e da ITI tem um desenho de articulação que oferecem considerável resistência à flexão e que excede os níveis esperados na situação clínica.

Merz, Hunenbart e Belser (2000) apresentaram uma comparação entre os implantes ITI com pilares sólidos, conexão cone Morse e conexões de hexágono externo entre um implante e um pilar. Os conjuntos foram imersos em base de resina , simulando perda óssea no posicionamento dos implantes e receberam um cilindro de ouro e uma esfera metálica como coroa, onde cargas adicionais de 380N foram introduzidos, sob a esfera de aço exatamente no plano de simetria em ângulos de 0 graus, 15 graus e 30 graus fora do eixo, com 30 graus sendo o ângulo de carregamento empregado nos testes cíclicos de mais de 2 milhões de ciclos. Modelo tridimensional de elemento finito não-linear foi criado para comparar os dois princípios de conexão em igualdade de condições. Os resultados dão uma visão na mecânica envolvida em cada tipo de conexão e são comparados com resultados reais com a máquina de testes. A comparação indicou a mecânica superior de conexões cônicas e ajuda a explicar a sua significativa melhor estabilidade a longo prazo na aplicação clínica.

Martin et al. (2001) realizaram estudo com o objetivo de analisar o ângulo de rotação de quatro tipos de parafusos e avaliar seu potencial de geração de pré-carga através de testes de remoção do parafuso. Foram utilizados 80 conjuntos implante

hexágono externo 3.75X18mm/pilar de titâneo e 4 superfícies de parafusos diferentes: Gold-Tite (Gt) com superfície de ouro 0,76 mM , TorqTite (Tt), Liga de ouro (Ga), e Liga de titânio (Ta). Foram separados em 2 grupos de 10 conjuntos, conforme o torque dado. O primeiro grupo: Gt-20N.cm, Tt-20, Ga-20, e Ta-20 e o segundo grupo Gt-32N.cm, Tt-32, Ga-32, e Ta-32. Grupo 1 foi testado com torque de 20 Ncm, e o grupo 2 foi testado a 32N.cm. O teste foi realizado em cada parafuso com intervalo de 5 minutos, com o torque de cada teste para avaliar se haveria alteração no ângulo de rotação e no valor do destorque do parafuso por causa dos ciclos. Ao término da coleta de dados, uma amostra foi selecionada de cada grupo (8 blocos total) seccionada e avaliada qualitativamente no MEV, observando a superfície do fio dos parafusos do pilar antes e após o carregamento. Medidas de ângulo de rotação foram realizados nos 4 parafusos do pilar sobre torques de 20 e 32N.cm. Valores de destorque foram gravados e usados para gerar indiretamente valores de pré-carga. Aos 20 e 32N.cm, o maior ângulo de rotação foi registrado para os grupos Tt:  $21,2 \pm 3,1$  graus e  $38,1 \pm 8,7$  graus, respectivamente. Os maiores valores de pré-carga sob 20 e 32N.cm foram encontrados para os grupos Gt:  $596,8 \pm 101,2$ N e  $1015,3 \pm 191,2$  N, respectivamente. Concluíram que os grupos Gt e Tt, parafusos com superfícies melhorada, ajudam a reduzir o coeficiente de atrito produzido maior ângulo de rotação e valores de pré-carga do que parafusos de liga de ouro convencional e titânio.

Khraisat et al. (2002) realizaram estudo para avaliar o efeito do carregamento mecânico sobre o conjunto pilar/implante, analisando a resistência à fadiga e modo de falha dos 2 sistemas sobre implantes utilizados, para reabilitações unitárias: Brånemark Hexágono Externo e pilar CeraOne de duas peças que receberam torque de 32N.cm e ITI- Implantes ( 8 graus internos na interface cônica implante/abutment) com pilar sólido, que receberam torque de 35N.cm para os ensaios. Os implantes de cada sistema foram incorporados a uma profundidade de 7mm em blocos cilíndricos de resina acrílica, simulando um processo de perda óssea. A carga cíclica de 100N foi aplicada perpendicular ao longo eixo de cada conjunto pilar/implante a uma taxa de 75 ciclos / min.

Para investigar a resistência à fadiga simulando 6 anos de função, uma meta de 1.800.000 ciclos foi definida. A preparação das amostras e os testes foram realizados pelo mesmo operador. A cada 10.000 ciclos de carga a máquina foi parada para inspecionar todos os conjuntos, avaliando alguma deformação e afrouxamento do pilar por uma lupa e o dedo do operador. Para o grupo Brånemark, o parafuso do pilar de liga de ouro fraturaram em todos os conjuntos entre 1.178.023 e 1.733.526 ciclos, com um desvio padrão de 224.477 ciclos. Para o grupo ITI, não houve falhas nas amostras, até 1.800.000 ciclos. A análise estatística mostrou uma diferença altamente significativa entre os dois grupos. Os autores concluíram que a resistência à fadiga e modo de falha do sistema de implante ITI foi significativamente melhor do que o Brånemark.

Avaliando o efeito da anodização dos pilares e redução da área de superfície interna do cone *Morse* sobre o valor de torque reverso em implantes da Straumann ITI – Suíça, (SQUIER, PSOTER & TAYLOR, 2002) utilizaram 80 implantes com pilares sólidos 5.5mm, divididos em 4 grupos de 20 amostras. Foram utilizados implantes com interface interna indexada (SynOcta - Straumann) e com configuração cone *Morse* tipo standart. Foram utilizados pilares anodizados e os maquinados standart. Todos os pilares receberam torque de 35 Ncm. Com a indexação, a área de superfície do cone Morse ITI Standart de 24 mm<sup>2</sup> foi reduzida para 16.5mm<sup>2</sup> com o novo SynOcta design. Concluíram que o grupo de implantes indexados e pilares não anodizados demonstraram superior valor médio de torque de remoção (37.16 N.cm), a adição da superfície interna indexada não tem efeito deletério na resistência ao “afrouxamento” de pilares sólidos e que a anodização da superfície dos pilares reduzem a resistência ao afrouxamento em aproximadamente 20%, mas clinicamente esta redução não é conhecida.

Com o propósito de comparar a conexão interna cone Morse de duas formas diferentes, avaliando repetidos torque/torque reverso e a flexão dos conjuntos sobre condições de carregamento compressivo com 30° de angulação sobre seu eixo,

(DING et al., 2003), utilizaram 36 implantes 4.1x10mm divididos em 3 grupos com 12 amostras cada: SSI- implante parafuso sólido e pilar 5.5mm sólido; SOI- implante synOcta com pilar 5.5mm sólido; SOSA- implante synOcta com pilar sólido synOcta de 5.5 mm, todos receberam torque de 35Ncm e o torque reverso para remover os pilares foi anotado. Foram realizadas 3 repetições para cada conjunto e um conjunto de cada grupo foi levado a um microscópio eletrônico para avaliar a superfície interna do conjunto. No carregamento, utilizaram 10 amostras de cada grupo e aplicaram a força compressiva com velocidade de 0.01inches/min até a carga de ruptura ficar evidente. Os resultados indicaram que o grupo SOSA mostrou significante menor valor de torque reverso no primeiro teste comparado aos grupos SSI e SOI, mas teve um valor bem maior que o anterior de torque reverso no seu segundo teste. Radiograficamente não ocorreram fraturas mas observou-se flexão dos conjuntos após o carregamento. Concluíram que alterações do cone Morse com indexação interna octagonal não reduziu significativamente a resistência da conexão, e a suficiente resistência exibida no grupo SOSA, mesmo sendo inferior ao SSI e SOI após a força compressiva indica este desenho pilar-implante tanto para regiões edêntulas anteriores como posteriores.

Para Bozkaya e Müftü (2003), há sete independentes parâmetros que afetam a força de pull-out, que são módulo *Young*; comprimento do contato; raio do implante; raio inferior do pilar; profundidade da interferência, ângulo do cone e o coeficiente de fricção. Em seu estudo com diferentes raios de implantes, comprimentos de contato e ângulos do cone, mostraram que o aumento do comprimento de contato provoca um aumento da resistência à tração (*pull out*). Aumentar o raio do implante faz com que a força de retirada aumente e que a força para o *pull out* seja maior quando o ângulo é menor. Eles mostraram em uma de suas equações que o torque de afrouxamento aumenta com o comprimento do contato. As tendências da dependência do torque de afrouxamento com o raio do implante; comprimento do contato e ângulo do cone são semelhantes ao da força de *pull out*. Note-se que, outros fatores podem afetar o afrouxamento do pilar, como

falha por fadiga pelas asperezas na interface de contacto, ou redução do coeficiente de atrito efetivo devido à presença de alguns líquidos. O método de Elemento Finito (FE) foi usado, aqui, para analisar a mecânica do ajuste da interferência em superfície cônica. Utilizaram implantes BICON 3.5mm /11.12mm, Ti6A4V ELI, abutment 4x6.5mm 0° Ti - 6Al-4V. Primeiro, o implante e o pilar foram montados sem qualquer interferência. Então, a fim de obter valores diferentes de interferência, o pilar foi deslocado em diferentes quantidades na direção axial, em relação ao implante. A pressão de contato e distribuição de tensões internas em um sistema Bicon implante-pilar foram analisados usando o método FE. Valores diferentes de interferência foram obtidos pela montagem do implante e o pilar com 0,05, 0,1, 0,15, 0,2 e 0,25 milímetros na direção vertical. Observaram que a deformação plástica começa em 0,1 milímetros de inserção em profundidade no implante, perto do topo e no fundo da área de contato. O resto do implante/ pilar são elasticamente deformados. Com base em estudos elástico e elasto-plástico (FE), concluíram que a resistência à tração é reduzida aproximadamente 6% em 0,15mm e 15% em 0,25mm. Este resultado indicou que o aumento da profundidade de inserção não corresponde necessariamente ao aumento ilimitado em força de *pull out* ou valores de torque de afrouxamento. As tensões no implante são superiores às que ocorrem no pilar, devido à sua sólida geometria, sendo mais rígidos. Para valores superiores a 0,1 milímetros, a deformação plástica se espalhou para outras regiões do implante. Uma pequena região de deformação plástica no pilar foi observada em 0,15mm, que se espalha mais fundo no pilar em valores mais elevados de profundidade. Mesmo ao mais alto nível de inserção do abutment aqui considerados, o exterior do implante permaneceu elástico. O efeito do módulo do osso e o efeito do raio ósseo que circunda o implante sobre a pressão de contato na interface implante/pilar foi calculada usando uma equação. Os resultados mostraram que o osso não afeta a distribuição da pressão do contato na interface pilar/ implante mais que 10%.

Çehreli et al. (2004) compararam a resistência à fadiga de pilares cone *Morse* em uma peça e em duas peças. Foram avaliados 3 conjuntos: Pilar sólido superfície cônica lisa e implante indexado; pilar sólido liso e implante sem indexador(liso) e pilar synOcta (2 peças) e implante ambos indexados. O indexador no implante da ITI trouxe uma redução de 31% no total da área de superfície na interface pilar/implante. Foram cimentadas coroas unitárias sobre os pilares que foram cicladas durante 500.000 ciclos com 0.5 Hz. Os pilares foram submetidos a cargas axiais e laterais de 75N num ângulo de 20°. Os autores avaliaram os valores de pré – carga residual (valor do torque para remoção dos *abutments*) e se houve ou não solda fria na interface. Foi verificado que os pilares apresentavam sinal de desgaste na superfície do cone, mas não nas roscas dos parafusos. O cone acaba assim protegendo as roscas de sobrecargas, sendo a fricção existente decisiva na manutenção da pré-carga. Não houve nenhum caso de desaperto total, todos ficaram estáveis após os ensaios. Os valores de torque de remoção dos pilares de corpo único foram maiores. Em um caso houve aumento do torque de remoção do pilar de corpo único(> 35N) mas na média houve 8% de perda em relação ao valor de torque de aperto, supondo a ausência da solda a frio. Concluíram que ambos os *abutments* possuem alta resistência a fadiga para cargas dinâmicas e podem estar em função por anos sem complicações mecânicas.

Kitagawa et al. (2005), com o objetivo de estudar a influência do conjunto implante/pilar no afrouxamento do parafuso do pilar em um sistema de implante dentário, utilizaram a análise dinâmica do método dos elementos finitos não-linear (FEM), sobre dois sistemas de implantes dentários: o sistema de implantes Ankylos (Degusa Dental, Hanau, Alemanha) com junção cônica, implante de 3,5x14mm titânio puro, parafuso e pilar de liga de titânio, e do Sistema de Implante Branemark (Nobel Biocare, Gotemburgo, Suécia) com um hexágono externo comum, implante de Ti puro de 3,75x13mm e parafuso e pilar de liga de ouro. A análise não linear dinâmica foi realizada por meio tridimensional de elementos finitos. Para simular uma prótese fixa, estruturas de liga de

ouro foram sobrepostas sobre o pilar. O CAD (software) foi utilizado para a visualização do projeto e fabricação dos modelos, permitindo uma visualização precisa dos modelos tridimensionais. Para apertar os parafusos do pilar, o modelo cônico e o modelo externo foram unidos com uma pré-carga de 300N (cônico) e 450N (externo). Foram realizadas simulação de carregamento cíclico e foi analisada a movimentação no sentido do dente; méso-distal e buco-lingual. A conexão cônica apresentou menos movimento do que a junção tipo hexágono externo em todas as direções e não apresentou movimento de rotação. Além disso, houve uma grande diferença no movimento máximo do parafuso do pilar entre os conjuntos estudados. Este estudo mostrou claramente que o comportamento dinâmico de sistemas de implantes dentários é influenciado pelas conexões entre o implante e o pilar.

Bozkaya e Müftü (2005), em seu artigo, estudando a interface cônica pilar/implante com um parafuso integrado na parte inferior do pilar, definida como TIS- (Taper Integrated Screwed-in), desenvolveu fórmulas para estimar a magnitude de torque do aperto e desaperto para as conexões TIS tipo pilar. Quatro sistemas de implantes comercialmente disponíveis foram utilizados. O desenhado pela Nobel Biocare (Nobel Biocare AB, Goteborg, Suécia) usa um parafuso de retenção; os projetados por Ankylos (Degussa Dental, Hanau-Wolfgang, Alemanha) e ITI (Instituto Straumann AG, Waldenburg, Suíça), usa pilares tipo TIS; e o projetado pela Bicon (Bicon Inc., Boston, MA, EUA) usa o pilar tipo TIF (Ajuste de Interferência Cônico), que não foi estudado aqui mas foi alvo de investigação pelos mesmos autores em 2003. Comentam que os torques de aperto e afrouxamento são os principais fatores na determinação da confiabilidade e da estabilidade do conjunto. Fórmulas analíticas foram desenvolvidos para prever os valores de aperto e desaperto, combinando as equações relacionadas com a interface cônica com equações da mecânica dos parafusos. Isto permitiu a identificação dos efeitos dos parâmetros, tais como atrito, propriedades geométricas do parafuso, o ângulo do cone, e as propriedades elásticas dos materiais na mecânica do sistema. Foi

demonstrado que o torque de afrouxamento é menor que o torque de aperto para valores típicos dos parâmetros. A maioria da carga é transportada por aperto a secção cônica do pilar, e em certas combinações de parâmetros a pretensão do parafuso pode tornar-se zero. Os cálculos realizados para determinar o torque de afrouxamento como um percentual de torque de aperto resultou na faixa de 85-137%, dependendo dos valores do ângulo do cone e do coeficiente de atrito. Quando todos os parâmetros que afetam o aperto e afrouxamento em valores de torque são considerados, verifica-se que o ângulo do cone, comprimento do contato morse e raio externo do implante tem a maior influência. Mostraram que, entre esses três parâmetros, o comprimento de contato é o parâmetro mais prático para ajustar e tem o efeito mais forte sobre o aumento do valor de torque de afrouxamento. O método analítico demonstrou que mais de 86% do torque de aperto, e mais de 98% do torque de afrouxamento são equilibrados pela resistência ao atrito na secção cônica. Este estudo mostra claramente que o valor do coeficiente de atrito afeta fortemente o aperto e o desaperto em valores de torque. O coeficiente de atrito depende de muitos fatores, incluindo propriedades mecânicas e da rugosidade da interface de contacto. A eficiência do sistema, é definida aqui como a razão entre o torque de afrouxamento e do torque de aperto. Para a eficiência do sistema, prevista para ser 0,85 -1,37, na gama de parâmetros considerados neste estudo, a única condição que faz com que a eficiência seja superior a 1,0 ocorre quando o coeficiente de atrito cinético é 10% menor do que o coeficiente de atrito estático. A eficiência também depende do ângulo do cone, sendo que um aumento a partir de 1 a 10 resulta em uma diminuição na eficiência para 0,97-0,9, dependendo do valor do coeficiente de atrito. Questões relacionadas com a tolerância de fabricação, rugosidade da superfície, e asperezas de superfície não foram consideradas neste estudo. Concluíram que a área de contato cônica afeta a magnitude do torque de aperto e afrouxamento.

Khraisat et al. (2006) investigaram o efeito de cargas cíclicas laterais, com diferentes direções e períodos, sobre o deslocamento rotacional do pilar (RD) do sistema

de hexágono externo. Vinte conjuntos compostos por implantes (MK IV, Brånemark System<sup>®</sup>, 4 x 10 mm) foram montados em um bloco de bronze semicilíndrico, de 25,4 × 17mm e pilares CeraOne<sup>®</sup> de 3mm (Nobel Biocare AB) foram instalados. Os parafusos receberam torques de 32N.cm com um torquímetro. Este valor foi repetido após 10 minutos para minimizar o relaxamento/ embebimento. Uma carga cíclica de 50N.cm foi aplicada perpendicularmente à superfície plana do pilar com taxa de carga de 75 ciclos por minutos, semelhante à mastigação humana. As montagens foram divididas em quatro grupos (A, B, C e D) de cinco amostras para cada um. Para os grupos A e B, a carga foi aplicada perpendicular ao longo eixo do implante. A meta de  $0,25 \times 10^6$  e  $0,5 \times 10^6$  ciclos foi definido para os grupos A e B, respectivamente. Para os grupos C e D, a mesma carga foi aplicada “excentricamente” com distância de 4 mm para  $0,25 \times 10^6$  e  $0,50 \times 10^6$  ciclos, respectivamente. Antes e depois do carregamento, a distância lateral entre os dois pontos (de referência), um na base do implante e outro no pilar; foi medida em cada amostra em alta resolução ( $\times 200$ ) com um micrômetro microscópio, com um 1 micron de precisão. A diferença entre as distâncias pré-carga e pós-carga foi calculada e o grupo D teve a maior média de valor de RD (1.871 $\mu$ m), enquanto o grupo A teve a menor (0,837  $\mu$ m). A RD dos componentes hexágono externo ocorreu significativamente sob carga lateral “excêntrica” quando comparado a carga cêntrica. Além disso, o deslocamento aumentou consideravelmente quando foram aplicadas cargas laterais excêntricas por um período maior.

Para realizar avaliação mecânica da estabilidade de parafusos protéticos em diferentes sistemas de retenção pilar/implante, (BERNARDES, 2008), utilizou 30 amostras de implantes/pilares, divididas em oito grupos: implantes de hexágono externo com intermediário munhão universal e parafusos de titânio (Neodent, Curitiba, Brasil) apertados a 32 N.cm (EH.Ti.32); hexágono externo, munhão universal, parafuso de titânio recoberto por DLC, 32 N.cm (EH.dlc.32); hexágono interno, munhão universal, parafuso de titânio, 20 N.cm (IH.Ti.20); cone Morse, munhão universal peça única, 20 N.cm

(MT.OP.20); cone Morse, munhão universal peça única, 32 N.cm (MT.OP.32); Cone Morse, Munhão Universal parafuso passante, 10 N.cm (MT.TS.10); e um sétimo grupo que foi composto pelas mesmas amostras do grupo MT.TS.10 a 10 N.cm, porém o desaperto foi realizado pelo intermediário (MT.TS.10.A) e para o último grupo foram usados as mesmas amostras do grupo MT.TS.10 e MT.TS.10.A, porém o aperto dos parafusos foi de 15 N.cm e o desaperto também se deu pelo o intermediário (MT.TS.15.) Análises de estabilidade da junção pilar/implante tipo cone Morse devem ser realizadas sobre o intermediário, nunca pelo parafuso porque no caso das interfaces cônicas, o relacionamento do intermediário com o implante seria um fator mais importante do que a relação do parafuso com o sistema de retenção. Os componentes protéticos cone Morse com parafuso passante estudados devem ser apertados a 15 N.cm, aumentando a estabilidade e pré-carga deste sistema de união e que os valores de resistência ao desaperto depois de cinco minutos do aperto do parafuso não apresentaram diferenças significantes em função de cinco sequências de aperto e desaperto para nenhum dos sistemas de retenção estudados. Concluiu que para o sistema cone Morse e componente de 2 peças devemos aplicar uma carga compressiva no topo do componente antes de ser aplicado o torque no parafuso buscando melhor adaptação entre as peças para aperfeiçoar o processo de apertamento.

Em seu estudo, Coppedê (2009) avaliou o efeito do carregamento mecânico na perda de torque de pilares protéticos do sistema cone Morse e o efeito de ciclos sucessivos de inserção/remoção no torque de remoção destes pilares. Foram utilizados 68 implantes cônicos. Os implantes e pilares foram divididos em 4 grupos: grupos 1 e 3 receberam pilares sólidos, e os grupos 2 e 4(a,b) receberam os pilares com parafuso passante. Os grupos 1 e 2 foram utilizados como grupos controle. Os grupos 3 e 4 foram utilizados como grupos teste. Nos grupos 1 e 2 os torques de instalação foram medidos, os pilares foram removidos, e os torques de remoção foram medidos; dez ciclos de inserção/remoção foram realizados para cada conjunto implante/pilar. Nos grupos 3 e

4(a,b) os pilares foram instalados e carregados mecanicamente; os pilares foram removidos e os torques de remoção foram medidos; dez ciclos de inserção/carregamento mecânico/remoção foram realizados para cada conjunto implante/pilar. Dividiu-se o grupo 4 em dois subgrupos: grupo 4a, no qual os valores de remoção representaram o torque necessário para o afrouxamento do parafuso; e grupo 4b, no qual os valores de remoção representaram o torque necessário para remover o pilar do implante. A perda de torque foi maior nos grupos 4a e 2 (acima de 30%); seguidos pelo grupo 1 (10,5%); grupo 3 (5,4%); e grupo 4b (39% de ganho de torque). Todos os resultados foram significativamente diferentes. A comparação do número de ciclos mostrou que, com o aumento do número de ciclos de inserção/remoção, houve uma tendência de aumento na perda de torque, para todos os tipos de pilares e grupos. Devido a estes achados, o autor recomenda que os pilares com conexão em cone Morse não sejam removidos após sua instalação, a menos que estritamente necessário. O carregamento mecânico aumentou o torque de remoção dos pilares carregados em comparação a pilares não-carregados. Neste estudo, a solda fria não ocorreu nos pilares que não foram carregados mecanicamente (Grupos 1 e 2), os quais apresentaram um torque de remoção de 89,5% para os pilares sólidos (Grupo 1) e de 68% para os pilares com parafuso passante (Grupo 2). Entretanto, os pilares carregados mecanicamente apresentaram aumento na retenção, com torques de remoção superiores aos pilares não carregados. Os pilares sólidos carregados mecanicamente apresentaram um torque de remoção de 94,6% (Grupo 3). Os pilares com parafuso passante carregados (Grupo 4) apresentaram dois resultados distintos: o torque de remoção necessário para afrouxamento do parafuso (Grupo 4a) foi de 62,8%, evidenciando pouca influência do carregamento mecânico; entretanto, o torque de remoção necessário para remover o pilar do implante (Grupo 4b) foi de 139%, e evidenciou a ocorrência de solda fria entre o pilar e o implante. Esses resultados sugerem que, sob carregamento mecânico, a porção cônica do pilar de duas peças aumenta a pressão de contato sobre a parte homóloga do implante, aumentando a

resistência friccional, resultando em solda fria do pilar com o implante. A solda fria não ocorreu com os pilares sólidos após o carregamento mecânico possivelmente por que sua porção apical em forma de parafuso impediu a ocorrência de parte dos movimentos compressivos, reduzindo a pressão de contato potencial. Apesar disso, os torques de remoção para os pilares que passaram pelo carregamento mecânico foram maiores do que os pilares sólidos não carregados, o que demonstra que o carregamento mecânico reduz a perda de torque também para estes pilares.

Para avaliar a perda da pré-carga e penetração bacteriana em conexões implante/pilar tipo cone Morse e hexágono externo, (RICOMINI FILHO et al., 2010), realizaram um estudo *in vitro* de carregamento mecânico sobre 4 diferentes conjuntos pilar/implante: HE x munhão universal (pré-carga 32 N.cm); cone Morse x munhão universal (pré-carga 32 N.cm); cone Morse x munhão universal parafuso passante( pré-carga 15 N.cm) e interface cônica de justaposição(sem parafuso) com pilar padrão. Os 3 conjuntos parafusados tiveram seu pilares removidos com um aparelho de controle eletrônico de torque e o sistema de justaposição com pilar padrão teve seu pilar separado do corpo do implante através de um fórceps. Todos os conjuntos mostraram valores de destorque maiores após o teste de fadiga mecânico e ciclagem térmica e todos os sistemas cônicos apresentaram infiltração bacteriana. O conjunto cone Morse e munhão universal sólido mostrou o maior valor de destorque do estudo e após carregamento mecânico mostrou o valor de destorque superior ao da pré-carga recebida pelo conjunto para o teste.

Kim et al. (2011) realizaram estudo com o objetivo de avaliar e comparar a relação entre o nível de torque aplicado e a fixação dos *abutments* em implantes de junção implante/pilar externa e interna, medindo possível mudança no comprimento total do conjunto implante/pilar devido ao efeito da sedimentação entre as superfícies. Foram usados 5 diferentes conjuntos implante/pilar (Osstem Co., Busan, Korea): EXT:

Hexágono Externo + Pilar de 2 peças; INT-H2 –Conexão Cônica Hexagonal 11° + Pilar 2 peças indexado e parafuso de titânio revestido de carboneto de tungstênio/carbono; INT-H1 –Conexão Cônica Hexagonal 11° + Pilar Sólido; INT-O2 – Conexão Cone Morse 8° Octagonal + Pilar 2 peças indexado; INT-O1- Conexão Cone Morse 8° Octagonal + Pilar Sólido. Utilizaram um total de 50 conjuntos implante-pilar, sendo que o torque foi aplicado utilizando um medidor de torque digital. Os conjuntos receberam torques de 5, 10, e apertos de 30N.cm foram repetidos cinco vezes, todos sem desparafusar ,com intervalo de 10 minutos e o comprimento total do conjunto implante-pilar foi medido em cada torque. O valor do assentamento do pilar no implante durante o aperto foi calculado comparando o comprimento total do implante-pilar após cada torque aplicado. As medições foram precisas até 0,001 milímetros e foram feitas por um mesmo operador. Após o 2º torque de reaperto de 30N.cm, depois de 10 minutos, nos grupos Int-H2, Int-O2 e EXT onde um pilar de duas peças foi utilizado, houve aumento estatisticamente significativo no valor do assentamento do pilar. Nos grupos Int-O1 e Int H1 de pilar de uma peça, no entanto, não houve diferença estatística significativa. O grupo Int-H2 mostrou maior assentamento para todas as instâncias do torque de aperto e o grupo EXT foi o mais baixo. Esses resultados mostraram que um protocolo de aperto repetido a fim de prevenir a uma perda de pré-carga na fase inicial, tem uma maior relevância clínica em pilares de duas peças do que em pilares de uma peça. Concluíram que em sistemas de pilares com retenção por parafuso recomenda-se que os parafusos sejam reapertados em pelo menos duas vezes no torque 30N.cm em 10 minutos de intervalo.

Dittmer et al. (2011) utilizaram 6 diferentes marcas comerciais de conjunto implante/pilar, com conexões externas curtas, internas e altas, cônicas com e sem indexador. O objetivo foi avaliar o rendimento de força( $F_p$ ) antes e após testes de fadiga cíclica. Dez espécimes de cada tipo que foram divididos em dois grupos homogêneos: metade foi testado para a força estática, numa velocidade de 1mm/min (controle), enquanto o outro entrou em um milhão de ciclos de carga mecânica com 100N como

limite. Os conjuntos foram inseridos em um cilindro de aço inox preenchidos com resina de poliuretano e carregados num ângulo de 30° sobre o longo eixo do conjunto até a falha. A análise estatística revelou que o tipo de junção implante/pilar teve significativa influência no resultado. As maiores cargas no grupo controle foram encontradas nas junções que tem uma profundidade alta do indexador, neste estudo ambas internas de 3 posições ou hexagonal, chamadas de “*tube-in-tube*”. Embora a conexão cônica do abutment se estenda para dentro do implante, as cargas registradas não foram tão altas como as da conexão anterior citada. Ao contrário de outros estudos, a conexão curta de hexágono externo também apresentou a média relativamente alta de valores para o grupo controle ( $F_p$ ), apesar do alto desvio padrão ser observado para este grupo. Em contraste, após a carga cíclica, os grupos H.E. e os (*tube-in-tube*) de alta profundidade apresentaram os maiores valores de perda de  $F_p$ , 45% e 57% , respectivamente. Já, a perda para os grupos de conexão cônica ficou entre 8% à 17%. Concluíram que as conexões cônicas implante/pilar podem apresentar uma maior continuidade nas forças de rendimento ao longo do tempo.

### **3. Proposição**

#### 3.1 Objetivo Geral:

Avaliar o efeito que diferentes valores de torque aplicados aos parafusos dos intermediários de 2 peças instalados em implantes do tipo cone Morse com indexador provocaria na capacidade anti rotacional, na resistência à tração, na superfície estrutural dos parafusos e chaves e no valor de destorque.

#### 3.2 Objetivos Específicos:

- a) Relacionar o valor do torque aplicado com os valores de destorque em intermediários “não indexados”.
- b) Relacionar os valores de torque aplicados nos parafusos com o valor da resistência à tração (*Pull Out*) dos intermediários “indexados”.
- c) Relacionar os valores de torque aplicados nos parafusos com alterações estruturais no parafuso e na chave de inserção.
- d) Comparar o valor médio de destorque dos parafusos com os valores de torque.

## 4. Materiais e Métodos

### 4.1 Componentes Utilizados

Este estudo utilizou 60 amostras constituídas por: análogos de implantes 3.75 x 12mm, de conexão tipo cone Morse de 11,5°(Neodent Implante Osseointegrável, Curitiba, Brasil), com indexador hexagonal e pilar protético de duas peças com parafuso passante.

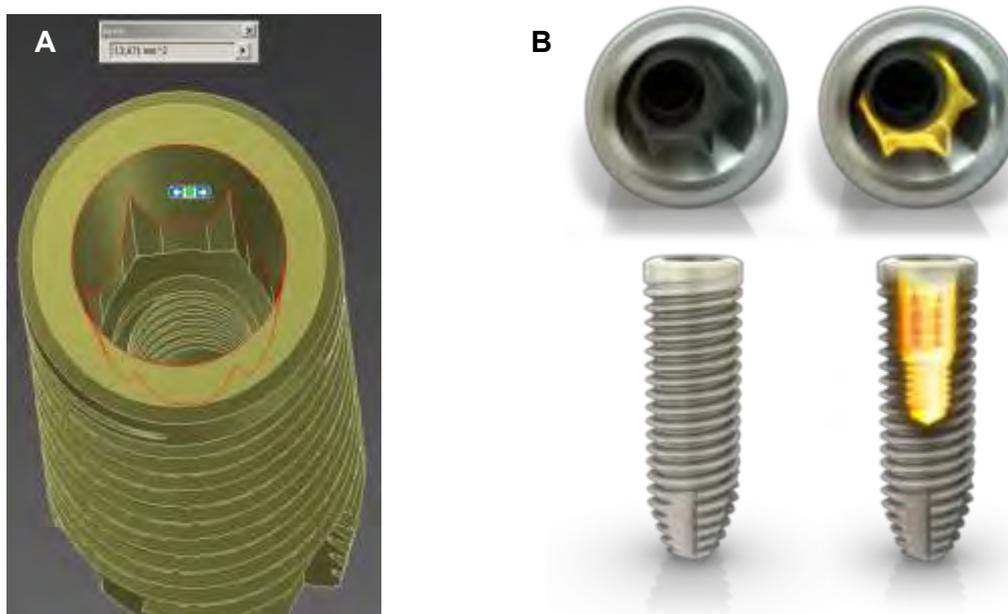


Figura 1- A- Vista superior da área de contato do cone do análogo utilizado. Área:13,671 mm<sup>2</sup>, medida pelo software “Autodesk Inventor Professional (EUA)” B- Vista superior e corte transversal de um implante cone Morse indexado. Fonte: Neodent- Curitiba- PR - Brasil

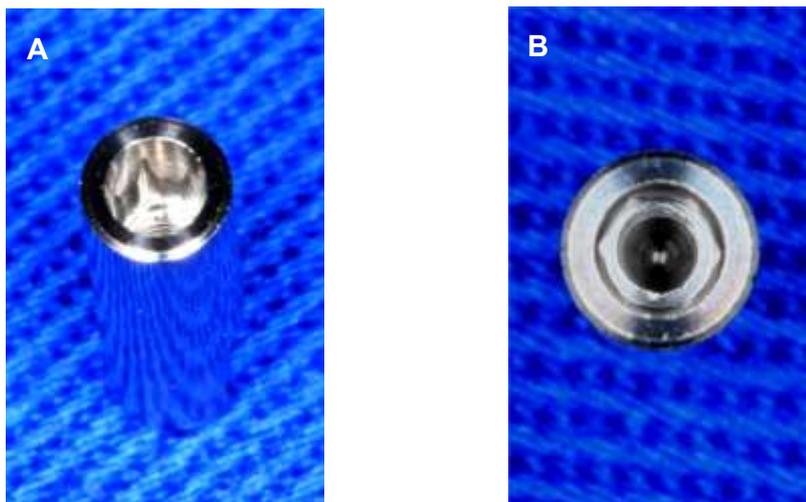


Figura 2- Análogo do implante cone Morse indexado.  
A- Vista transversal. B- Vista superior.

Os análogos utilizados como corpos de prova para o teste do destorque do munhão foram confeccionados especialmente para o trabalho (Titânio Grau IV), 3,75 x 12mm, Lote: 800223602, sendo lisos, sem roscas e sem tratamento de superfície.

Os 60 munhões universal cone Morse parafuso passante (Neodent, Curitiba, Brasil), lote: 800028138, titânio grau V, de 4,5mm de diâmetro, 2,5mm de cinta de transmucoso e 4 mm de altura foram obtidos no estoque comercial. Todos os 60 pilares não possuíam indexador, para que fosse possível realizar o destorque do munhão e avaliar o efeito do atrito entre as superfícies cônicas, sem influência do indexador.

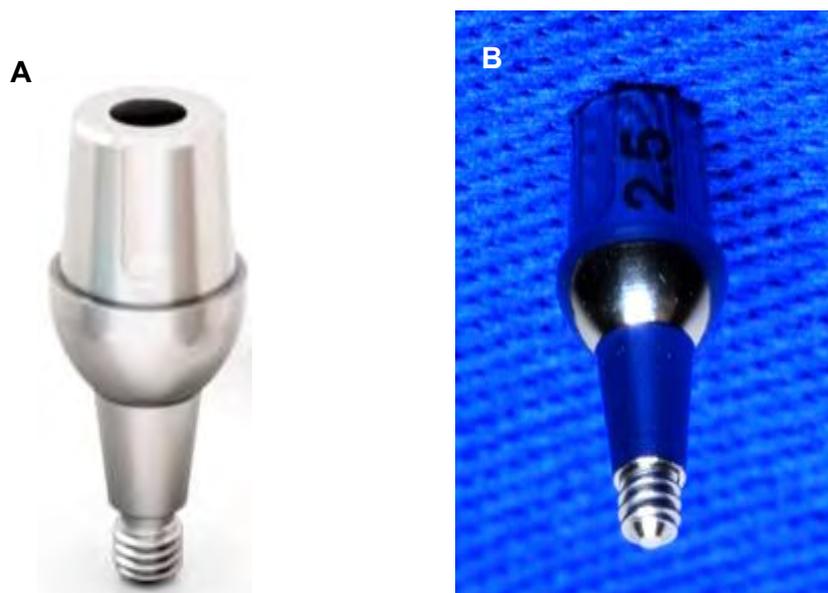


Figura 3- Munhão universal de parafuso passante. A- Fonte: Catálogo Neodent.  
B- Um dos munhões utilizados no estudo.

O torque no parafuso do munhão foi executado com a chave hexagonal de 0,9mm (lote: 800018574), a qual pode ser utilizada com a chave digital manualmente ou encaixada no torquímetro protético e no torquímetro eletrônico. Para realizar o destorque do munhão, utilizou-se a chave torque interna de 4,5mm, não comercial (Figura 4B), confeccionada especialmente para o ensaio. (lote: 800007775).

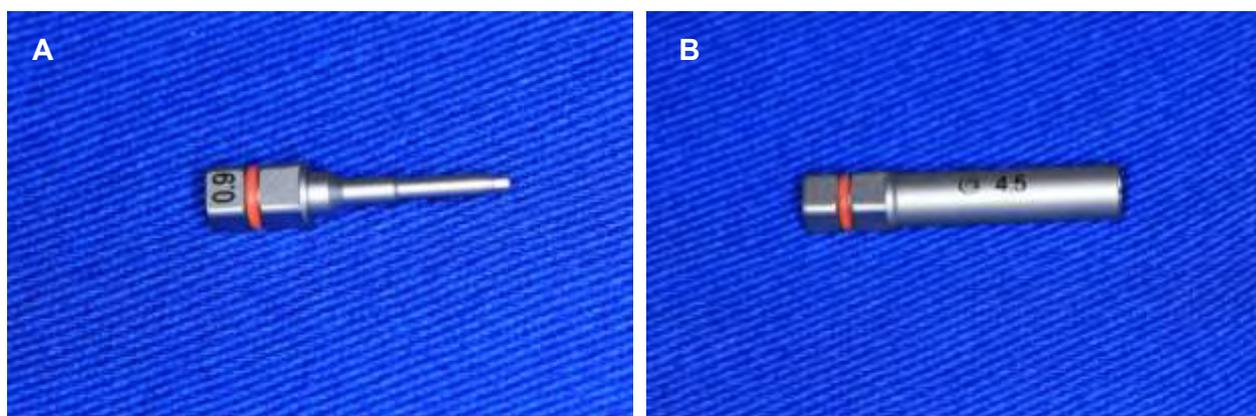


Figura 4- A- Chave hexagonal de 0.9mm. B- Chave especial para o ensaio.

#### 4.2 – Grupos para o Teste Laboratorial:

As amostras foram divididas em 3 grupos:

Grupo **Controle** : Composto pelo grupo **1**.

Grupos **Experimentais**: Composto pelos grupos **2 e 3**.

**Grupo 1**: 20 análogos cone Morse **com indexador** hexagonal e pilares sem indexador com torque de **15N.cm**, conforme indicação do fabricante.

**Grupo 2**: 20 análogos cone Morse **com indexador** hexagonal e pilares sem indexador com torque de **20N.cm**;

**Grupo 3**: 20 análogos cone Morse **com indexador** hexagonal e pilares sem indexador com torque de **25N.cm**;



Figura 5- Componentes utilizados no estudo, 20 conjuntos por grupo.

Cada conjunto pilar/implante foi encaixado manualmente e recebeu o primeiro aperto digital com a chave 0.9mm somente para o encaixe das peças. (Figura 6)

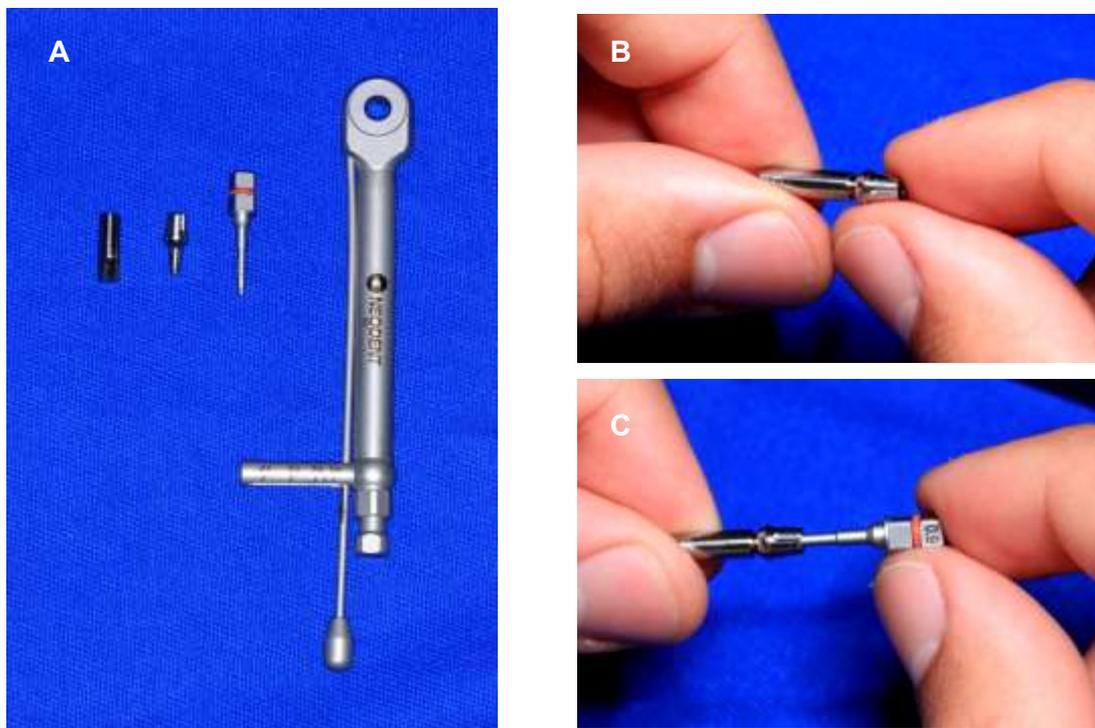


Figura 6- A- Catraca protética/chave hexagonal 0.9mm/ munhão universal parafuso passante/ análogo cone Morse. B- Encaixe suave entre o pilar/análogo. C- Torque inicial manual somente para aperto do parafuso.

Cada corpo de prova foi preso na morsa tomando-se o cuidado de o ponto de estabilização onde receberia o aperto ficasse distante da área cônica indexada, para manter a integridade da parte interna da amostra, evitando assim interferências nos resultados. Verificado a estabilidade do corpo de prova na morsa após o aperto final, passou-se para o encaixe da chave hexagonal 0.9mm no parafuso do munhão (Figura 7) e aplicou-se um torque de 10N.cm com a catraca protética (Figura 8). Os Grupos 2 e 3 receberam de 10 a 15N.cm em média, somente para que houvesse um embricamento inicial que oferecesse resistência e estabilidade para o manuseio do torquímetro digital eletrônico.

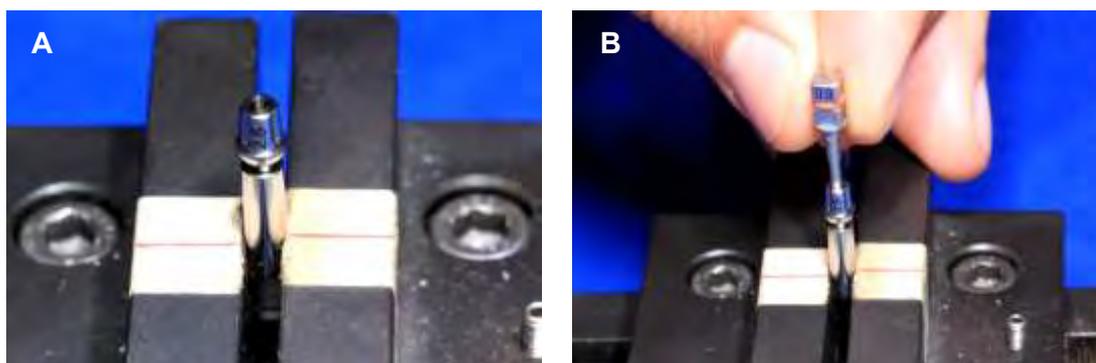


Figura 7- A- Corpo de prova preso na morsa. B- Chave hexagonal 0.9mm encaixada no parafuso passante.



Figura 8- Catraca protética sendo utilizada.

O aparelho de torque eletrônico foi configurado antes de cada utilização até que no seu visor aparecesse o número zero e a unidade de medida em N.cm (Figura 9).

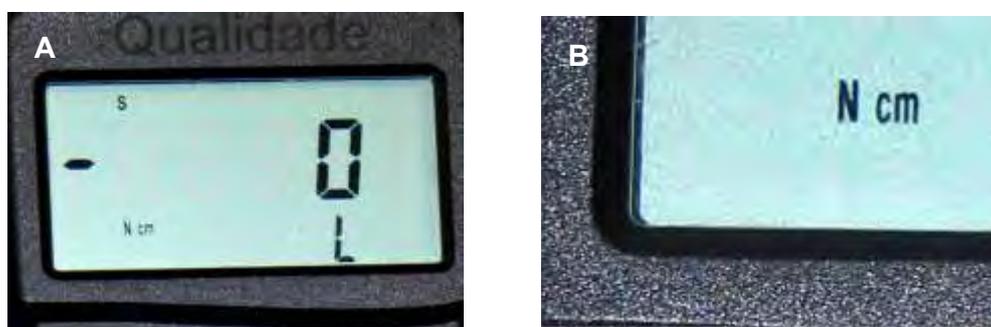


Figura 9- A- Visor do aparelho de torque eletrônico. B- Unidade de medida

Na ponta do torquímetro eletrônico, foi instalada a chave hexagonal 0.9mm previamente encaixada na chave digital (Figura 10A). Observar distância para a região do cone Morse a receber o ensaio (Figura 10B).

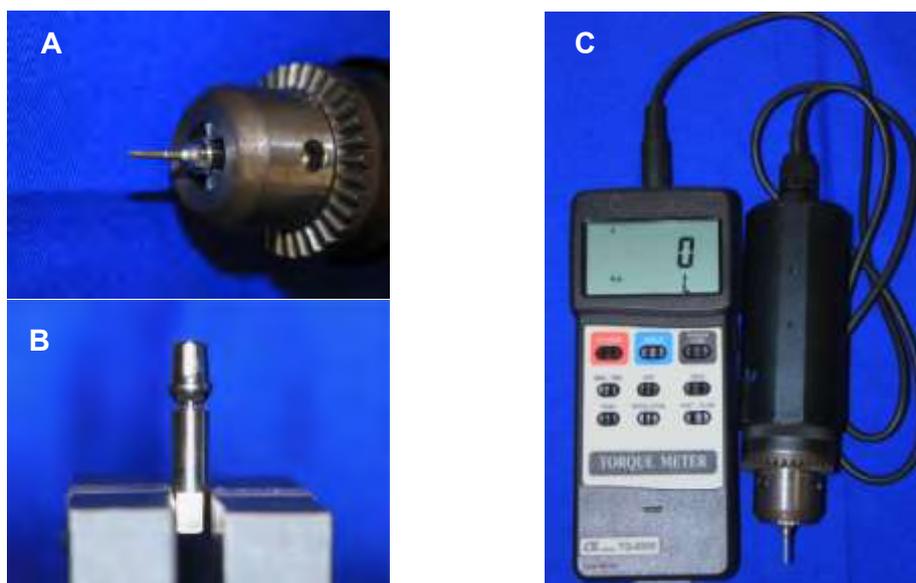


Figura 10- A- Chave digital e chave hexagonal 0.9mm na extremidade do torquímetro. B- Conjunto pilar/implante preso na morsa. C- Aparelho de Torque Eletrônico Lutron TQ-8800

Posteriormente, com o auxílio do aparelho Torque Meter Lutron TQ-8800, o **Grupo 1** recebeu torque final de **15N.cm**, o **Grupo 2** de **20N.cm** e o **Grupo 3** de **25 N.cm**(Figura 11).



Figura 11- A- Torque no G1. B- Torque no G2. C- Torque no G3.

O aparelho de torque eletrônico aumenta a carga (N.cm) à medida que recebe o giro no sentido horário, sendo fácil seu manuseio e controle do torque requerido por meio do painel eletrônico, ficando os grupos 100% calibrados com os referidos torques sem necessidade de repetição (Figura 11).

Após os torques dados pelo torquímetro eletrônico, cada grupo foi separado (Figura 12) e encaminhado para a máquina de ensaio de destorque do parafuso.



Figura 12- Conjunto separado para o ensaio.

### 4.3 – Ensaio de Destorque do Parafuso nas Amostras

Para o destorque do parafuso e aferição da quantidade de força em N.cm, cada corpo de prova foi posicionado na base de um equipamento de aplicação de torque / destorque, desenvolvido pelo laboratório de teste da fábrica da Neodent (Figura 13-A).

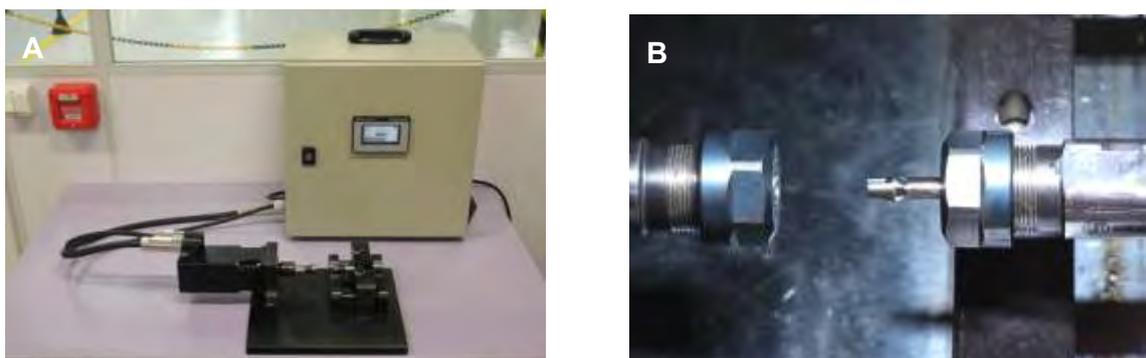


Figura 13- A- Aparelho de aferição de torque e destorque. B- Corpo de prova posicionado na parte fixa do aparelho.

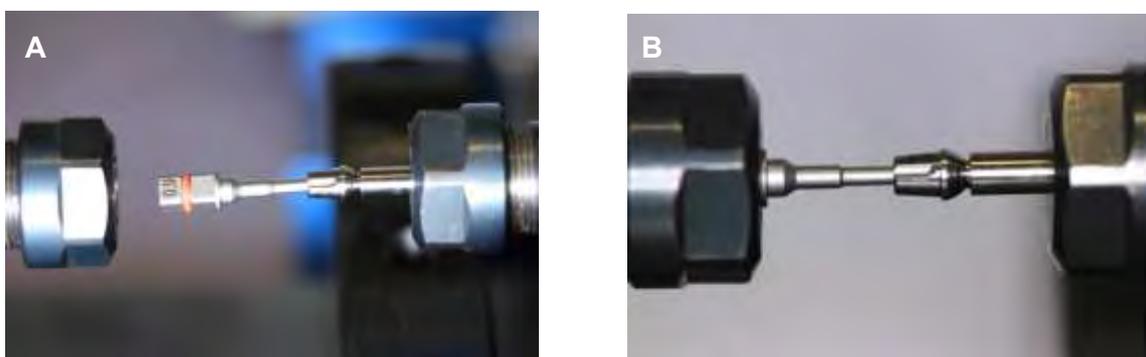


Figura 14- A- Chave hexagonal 0.9mm encaixada no parafuso. B- Parte do aparelho que realizou o destorque, já encaixada na chave.



Figura 15- Notar a distância de segurança da base da chave hexagonal com o suporte de encaixe.

Cada chave hexagonal 0.9mm foi posicionada mantendo-se uma distância de segurança da sua base com a extremidade do suporte para que a mesma pudesse se mover no sentido horizontal à medida que o parafuso ia sendo removido durante o teste de destorque (Figura 15), evitando assim possível embricamento entre as roscas dos componentes e possíveis influências na medida final do teste.

A velocidade de rotação da máquina é constante e calibrada em 5RPM no sentido anti-horário. Os dados do destorque para os 3 grupos foram obtidos em N.cm e tabelados.

#### 4.4 – Ensaio de Torção do Munhão Universal

Neste ensaio, todos os três grupos foram novamente levados à morsa onde receberam novamente os torques de 15N.cm, 20N.cm e 25N.cm, sendo estes torques controlados pelo torquímetro eletrônico (Torque meter), seguindo a metodologia já descrita anteriormente.

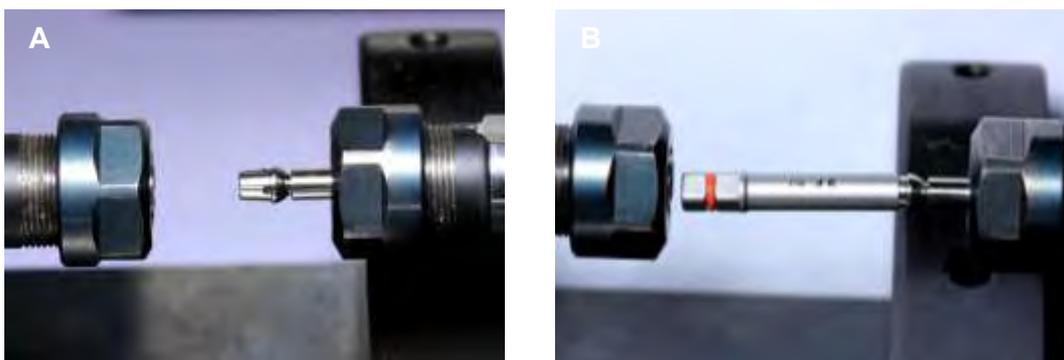


Figura 16- A- Corpo de prova preso na parte fixa da máquina. B- Chave de Remoção de Munhão Universal 4.5mm encaixada no munhão.

Após preparadas, as 60 amostras (munhão e análogo) tiveram o parafuso afrouxado com o auxílio do torquímetro protético e da chave hexagonal 0.9mm, sendo que para cada grupo foi utilizada uma chave específica previamente separada, uma para cada grupo.

Estando os 20 conjuntos devidamente separados em 3 grupos e com o parafuso do munhão totalmente desapertado, cada grupo foi levado a máquina de torque /destorque para que fosse realizado o destorque do munhão (Figura 16A).

Cada conjunto foi encaixado de um lado da máquina e devidamente apertado, respeitando a margem de segurança para com a região do cone Morse do corpo de prova. Estando o corpo de prova posicionado e estável, foi feito o encaixe da chave de remoção de munhão universal de 4.5mm por sobre o pilar do conjunto fixado (Figura 16B), e posteriormente esta chave foi presa na outra extremidade da máquina, tomando-se o cuidado de se ter uma margem de segurança para que houvesse, se necessário,

uma movimentação dessa chave no sentido horizontal enquanto ocorria o destorção do pilar realizado pela máquina (Figura 17).



Figura 17- Conjunto posicionado para o teste.

A partir do momento que se iniciava o teste, a máquina já fornecia o valor do ângulo percorrido para realizar o deslocamento entre o pilar e o corpo de prova, o torque necessário para deslocar o munhão e a velocidade de rotação no sentido anti-horário que era de 5 RPM (Figura 18).



Figura 18- Visor da máquina com os respectivos valores do teste.

#### 4.5 - Ensaio de *Pull Out* nas Amostras

Neste ensaio, o objetivo foi obter o valor de tensão máxima sob Ensaio de Tração "*Pull Out*" para avaliar o embricamento mecânico do sistema CM instalado sob torque de 15/20/25 N.cm.

##### MATERIAIS E METODOLOGIA:

- (60) Munhão Universal CM Exact [114.358] LOTE [800.026.568]
- (60) Análogo do implante CM [101.058] LOTE [800.036.802]
- Torques de instalação = 15N.cm / 20N.cm / 25N.cm
- Máquina de Ensaios Universal Instron 3382 com célula de carga de 5 kN
- Dispositivo para PULL OUT

##### PARÂMETROS DE ENSAIO:

- Velocidade (mm/min) = 0,5
- Temperatura (°C) = 21,3
- Umidade (%) = 48,0

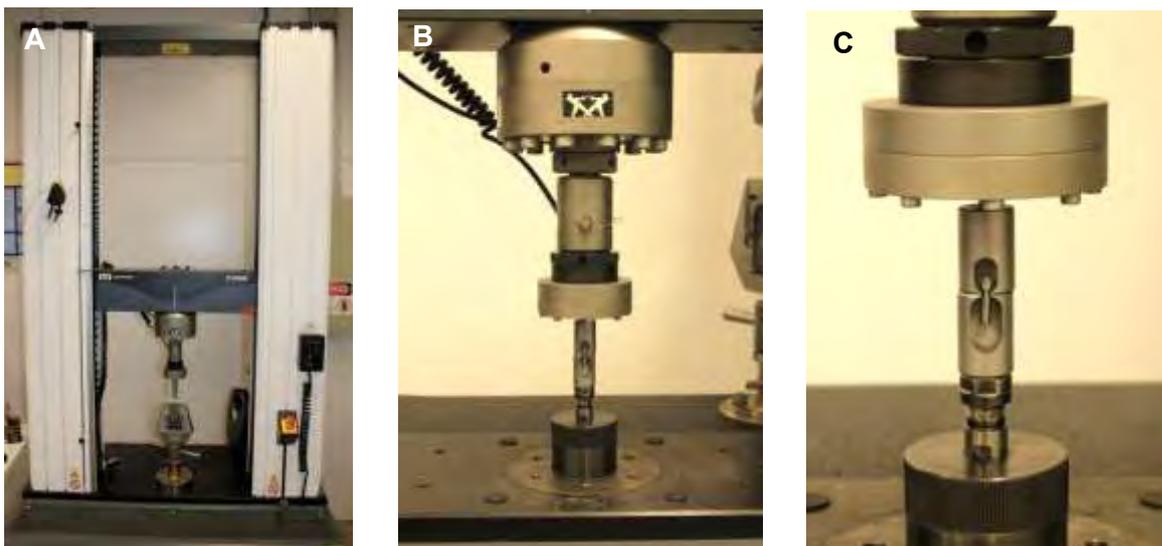


Figura 19 - A/B/C/- Máquina de Ensaios Universal Instron com célula de carga de 5 KN.

Para este ensaio, foram utilizados 60 munhões Exact “**Indexados**” (Figura 20) encaixados nos respectivos análogos indexados de conexão cônica interna. Receberam torque final de 15/20 e 25N.cm controlados pelo Torque Meter, gerando 3 grupos para o teste, utilizando a mesma metodologia descrita para os testes anteriores.

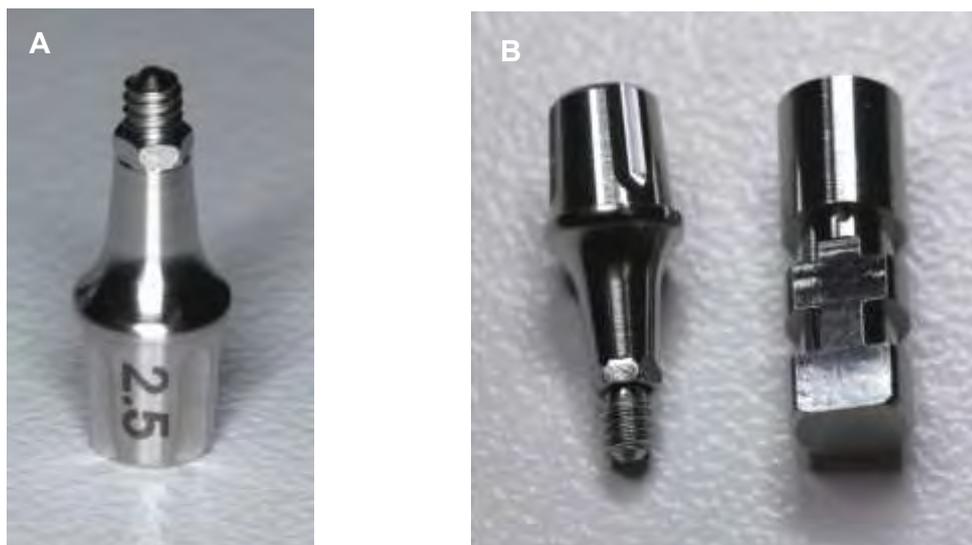


Figura 20- A- Munhao Universal Cone Morse Exact. B- Conjunto Munhão e Análogo Indexados.



Figura 21- Corpo de prova preso na morsa.

Para realizar o torque final, todos os conjuntos foram presos na morsa mantendo-se a distância da área indexada (Figura 21).

Os conjuntos foram separados para que não houvesse repetição nos ensaios. Cada corpo de prova, após ter seu parafuso desapertado, foi colocado em um frasco. Foram 20 corpos de prova para cada grupo (Figura 22).



Figura 22- Um dos grupos preparados para o ensaio de tração (*Pull Out*).

Cada corpo de prova foi posicionado na máquina de ensaio para a realização do teste (Figura 23), no qual a máquina fornecia o valor máximo de carga para o ensaio e a curva realizada pelo conjunto no gráfico de desempenho.



Figura 23- Corpo de prova posicionado na célula de carga.

Foram confeccionadas duas peças que prendiam uma no munhão e a outra no análogo, especialmente para realizar o *Pull Out*, onde cada conjunto foi posicionado de maneira a não receber nenhum tipo de pressão antes do início do ensaio (Figura 23). Durante o ensaio, à medida que ocorria o *Pull Out*, em determinado momento ocorria a separação dos componentes (Figura 24B), uma vez que o parafuso já estava previamente desapertado para o teste. Foram gerados gráficos para cada grupo e valores individuais de cada corpo de prova foram tabelados.

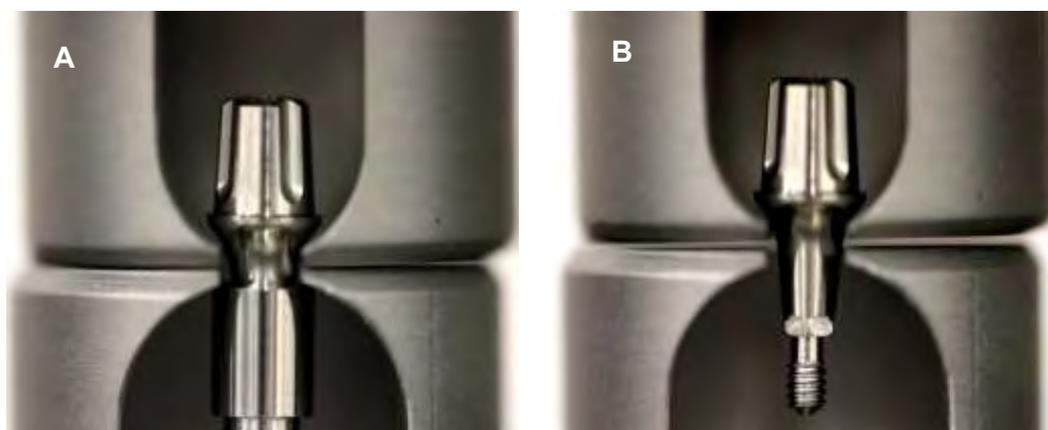


Figura 24- A- Antes do ensaio. B- Após o *Pull Out*.

#### 4.6 – Análise no Microscópio Óptico ( M.O.) / M. Eletrônico de Varredura (M.E.V.)

Após os ensaios terem sido realizados nos três grupos; teste de destorque do parafuso, teste de destorque do munhão e tração “*pull out*” do munhão; 1 chave hexagonal 0.9mm, 1 munhão universal e 1 análogo de cada grupo previamente identificados e separados foram processados na máquina de ultra som com adição de tensoativos para que as superfícies a serem analisadas pelo MEV (Figura 25) estivessem limpas.

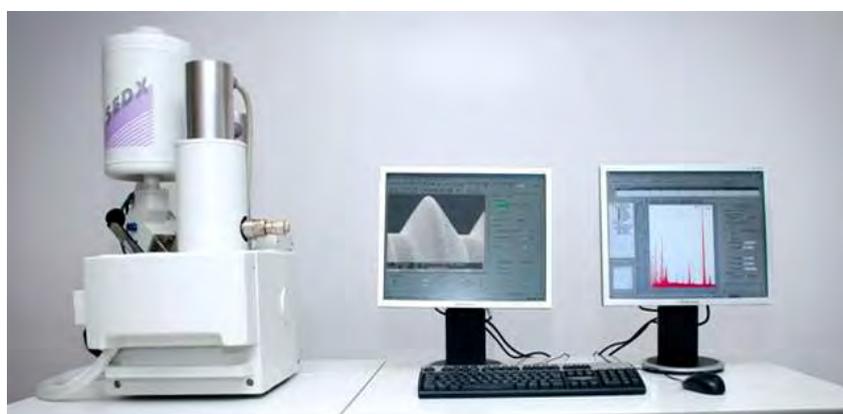


Figura 25- Microscópio Eletrônico de Varredura (M.E.V.)  
Shimadzu ssx-550/Scanning Electron Microscope.

Todos os 60 conjuntos passaram por inspeção visual após os testes sendo observados no microscópio óptico (Figura 26) na busca de trincas e fraturas, não sendo observada em nenhum dos conjuntos.



Figura 26- Microscópio óptico de 12.5 x de aumento.

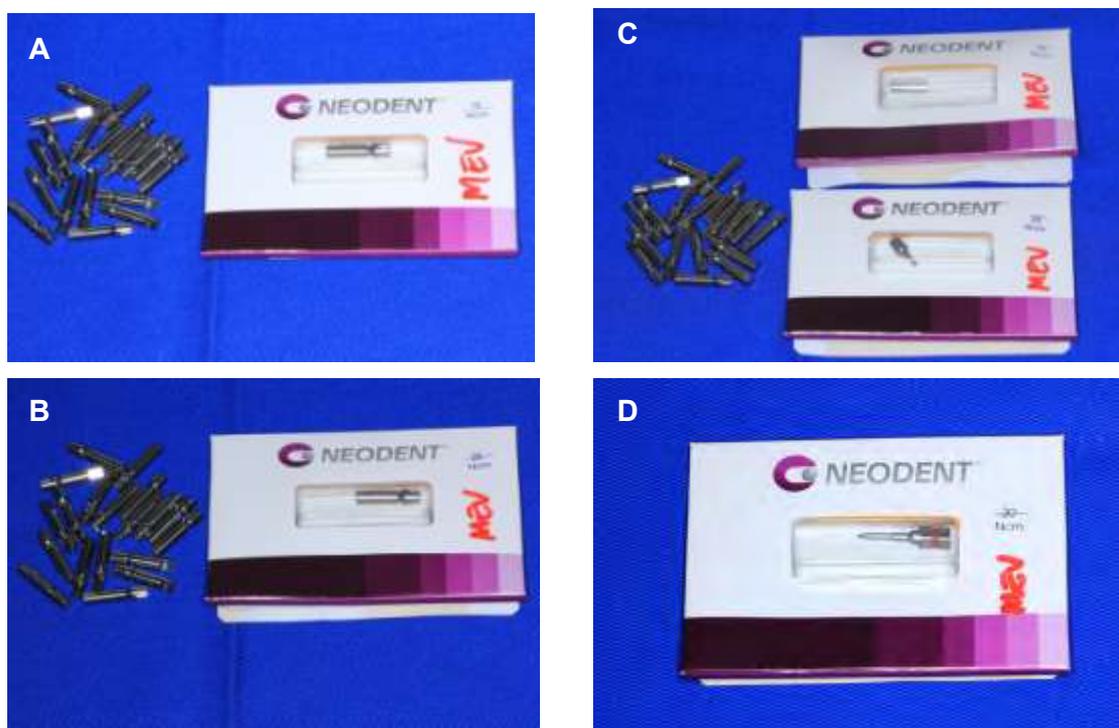


Figura 27A/B/C/D- Corpos de prova dos grupos de 15/20/25N.cm e chave 0.9 separadas para análise no M.O. e no M.E.V.

Foram realizadas imagens no M.E.V. da região cônica indexada do análogo, da ponta ativa da chave hexagonal, das roscas e da cabeça do parafuso, antes e após os testes descritos anteriormente, de um conjunto munhão/análogo de cada um dos três grupos estudados, 15N.cm, 20N.cm e 25N.cm.

Cada chave 0.9mm realizou 60 apertos/desapertos. Cada parafuso sofreu 3 apertos/desapertos conforme o torque programado para cada grupo.

Para o M.E.V. da cabeça do parafuso, foram separados aleatoriamente de cada grupo 6 exemplares.

## 5. ARTIGO CIENTÍFICO

### 5.1. ARTIGO 01 – Segundo as normas da revista International Journal of Prosthodontics

Efeito de diferentes valores de torque no “Pull Out” de pilares de duas peças em conexão cônica interna indexada: Estudo *in vitro*.

GONZÁLEZ ,RC\* / SHIMIZU, RH, MS,DDS\*\*/ HERMANN, C, MS,DDS\*\*\*/  
SARTORI,IAM, MS,DDS \*\*\*\*

\*Aluno do Mestrado em Implantodontia do Instituto de Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico- ILAPEO- Curitiba - PR- BRASIL, Especialista em Prótese Dental APCD- Bauru- SP/ Especialista em DTM - Dor Orofacial/ CFO

\*\* Professor do Programa de Mestrado do ILAPEO. Mestre e Doutor em Ortodontia pela Faculdade de Odontologia de Araraquara- Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho - UNESP, Brasil.

\*\*\*Professor do Programa de Mestrado do ILAPEO. Mestre e Doutor em Prótese Dental. Universidade Estadual de Campinas, UNICAMP, Brasil.

\*\*\*\* Coordenadora do Programa de Mestrado do ILAPEO. Mestre e Doutora em Reabilitação Oral pela USP/Ribeirão Preto.

\*Endereço do autor: Rua Visconde de Quissamã, 276, Centro, Macaé – RJ – Brasil  
Cep: 27910020 Telefone Clínica 55-22-27626706/27629943 [www.rodriocorral.com.br](http://www.rodriocorral.com.br)  
[implante@rodriocorral.com.br](mailto:implante@rodriocorral.com.br)

\*\* ILAPEO, Rua Jacarezinho, 656 - Mercês, Curitiba / PR / Brasil. Cep: 80.710-150.  
[robertoshimizu@yahoo.com.br](mailto:robertoshimizu@yahoo.com.br)

\*\*\* ILAPEO, Rua Jacarezinho, 656 - Mercês, Curitiba/PR [drcaiohermann@uol.com.br](mailto:drcaiohermann@uol.com.br) ,

\*\*\*\* ILAPEO, Rua Jacarezinho, 656 - Mercês, Curitiba/PR [coordenacao@ilapeo.com.br](mailto:coordenacao@ilapeo.com.br)

**Resumo:** O objetivo deste trabalho foi determinar se diferentes valores de torque influenciam na resistência ao *Pull Out* de pilares de duas peças em implantes com junção cone Morse indexada. Foram utilizados 60 análogos de implantes 3.75 x 12mm, com junção tipo cone Morse de 11,5° (Neodent Implante Osseointegrável, Curitiba, Brasil), com indexador hexagonal e 60 munhões universal cone Morse parafuso passante (Neodent Implante Osseointegrável, Curitiba, Brasil), de 4,5mm de diâmetro, 2,5mm de cinta de transmucoso e 4 mm de altura. Foram criados 3 grupos com 20 corpos de prova, divididos segundo o torque aplicado: 15 N.cm (G1); 20N.cm (G2) e 25N.cm (G3). Os dados foram expressos por médias, medianas, valores mínimos, valores máximos e desvios padrões. Para a comparação entre os grupos foi considerado o modelo de análise de variância com um fator (ANOVA). O teste LSD (*least significant difference*) foi usado para as comparações múltiplas. A condição de normalidade das variáveis foi avaliada pelo teste de Kolmogorov-Smirnov. Valores de  $p < 0,05$  indicaram significância estatística. Os dados foram analisados com o programa computacional Statistica v.8.0. Foram encontradas diferenças estatísticas significativas entre G1 e G2, G1 e G3, G2 e G3. Conclui-se que o aumento do torque aplicado em pilares de duas peças de implantes cone Morse tem influência direta na resistência ao *pull out* dos pilares.

**Palavras Chave:** Interface do Implante Cone Morse - Intermediário, Torque, Implante Dentário- Desenho do Intermediário

**Introdução:**

A fim de melhorar as propriedades biomecânicas de conjuntos implante / pilar e reduzir a incidência de problemas mecânicos foram desenvolvidas as conexões internas cônicas.<sup>3,5</sup> A confiabilidade mecânica de retenção que ela proporciona está tornando esse tipo de conexão a mais segura.<sup>6,19</sup> A maioria da carga é transportada por aperto a secção cônica do pilar, e em certas combinações de parâmetros a pré-tensão do parafuso pode tornar-se zero. Ensaio realizados comparando diferentes tipos de junções pilar/implante concluíram que as do tipo cone Morse, suportam e distribuem melhor as forças laterais do que as junções externas e as de hexágono interno.<sup>1,5,7,10,20</sup>

A mínima micromovimentação proporcionada pelo maior torque aplicado no parafuso do intermediário<sup>11</sup> e pelo menor desajuste entre as peças mantém a união pilar/implante mais estável<sup>14,15,18</sup>, por isso que valores de tolerância entre as peças de um sistema de implantes estariam diretamente relacionados a qualidade de um sistema<sup>2</sup>, bem como a qualidade da adaptação entre as peças.<sup>12</sup>

A forma do cone e a fricção em implantes com interface cônica são os princípios básicos deste mecanismo, protegendo as roscas do intermediário de cargas funcionais excessivas<sup>24</sup>. Portanto, a pré-carga do parafuso e a capacidade anti-rotacional da interface são os principais elementos de um sistema de união pilar/implante.<sup>13</sup>

Pilares de duas peças acabam tendo um maior assentamento no implante quando o torque é aplicado no parafuso, em comparação com pilares sólidos, e a amplitude desse assentamento está relacionado com o efeito do “*settling effect*” que ocorre entre duas superfícies que entram em contato<sup>17</sup>. Quanto mais justo o contato do pilar/implante, maior a resistência do parafuso frente a cargas externas<sup>12,15</sup>, no entanto, é importante conhecer o quanto de resistência teremos no arrancamento desse pilar após diferentes torques em pilares de duas peças.

A proposta deste estudo foi avaliar a influência de diferentes valores de torque na resistência à tração dos intermediários de duas peças em conexão interna cônica.

**Material e Método: Componentes Utilizados:**

Este estudo utilizou 60 análogos de implantes de 3.75 x 12mm [código101.058], lote [800.036.802], com junção tipo cone Morse de 11,5°(figura 1) (Neodent Implante Osseointegrável, Curitiba, Brasil), com indexador hexagonal e 60 munhões universal parafuso passante Exact [cód.114.358], lote[800.026.568], pilar protético cone Morse de duas peças indexado e dimensões de 4,5mm de diâmetro,

2,5mm de cinta de transmucoso e 4 mm de altura (Figura 2), para o ensaio de tração (*Pull Out*).



Figura 1- Imagem de um implante cone Morse com indexador. Área de contato do cone: 13,671 mm<sup>2</sup> (Indexado). Fonte: Neodent- Curitiba – Paraná- Brasil

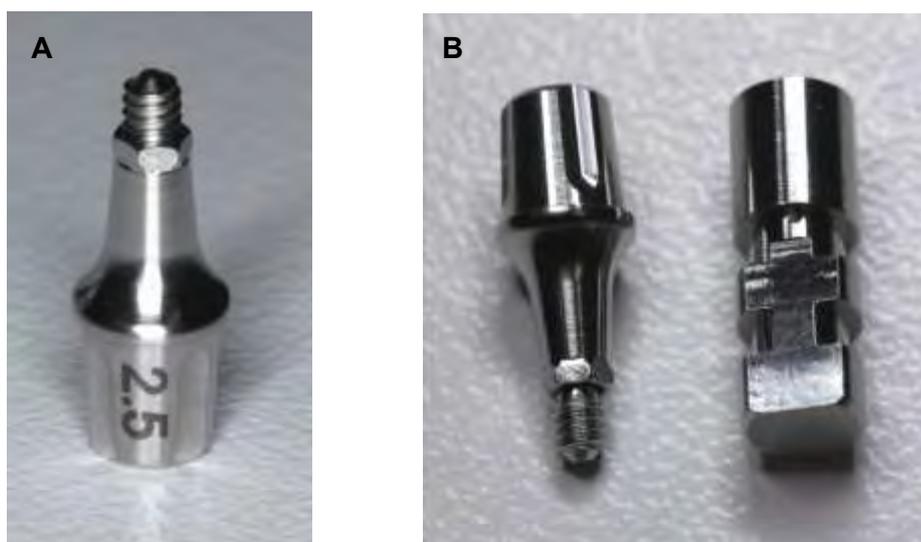


Figura 2- A- Munhao Universal Cone Morse Exact LOTE [800.026.568]  
B- Conjunto Munhão e Análogo Indexados LOTE [800.036.802].  
Fonte: Neodent- Curitiba – Paraná- Brasil

#### GRUPOS PARA O TESTE LABORATORIAL:

As amostras foram divididas em 3 grupos:

Grupo Controle: Composto pelo grupo 1.

Grupo Experimental: Composto pelos grupos 2 e 3.

Grupo 1 (G1): 20 análogos cone Morse com indexador hexagonal e pilares indexados com torque de 15N.cm, conforme indicação do fabricante.

Grupo 2 (G2): 20 análogos cone Morse com indexador hexagonal e pilares indexados com torque de 20N.cm;

Grupo 3 (G3): 20 amostras Cone Morse com indexador hexagonal. Todas as amostras receberam os pilares com torque de 25N.cm;

Cada conjunto pilar/análogo foi encaixado manualmente e recebeu o primeiro aperto digital com a chave hexagonal 0.9mm somente para o encaixe das peças.

O conjunto foi preso na morsa (figura 3) tomando-se o cuidado para que o ponto de estabilização onde receberia o aperto ficasse distante da área cônica indexada, mantendo a integridade da parte interna da amostra, evitando assim interferências nos resultados. Verificado a estabilidade do corpo de prova na morsa, o aperto final foi feito utilizando a chave hexagonal 0.9mm no parafuso do munhão e aplicado um torque de 10N.cm no G1 e a 15N.cm no G2 e G3 com a catraca protética, somente para que houvesse um embricamento inicial que oferecesse resistência e estabilidade para o manuseio posterior do torquímetro digital eletrônico.

O aparelho de torque eletrônico foi configurado antes de cada utilização até que no seu visor aparecesse o número zero e a unidade de medida em Ncm. Na ponta do torquímetro eletrônico, foi instalada a chave 0.9mm previamente encaixada na chave digital.



Figura 3- Conjunto pilar/análogo preso na morsa.

Posteriormente, com o auxílio do aparelho Torque Meter Lutron TQ-8800, o G1 recebeu torque final de 15N.cm, G2 de 20N.cm e G3 de 25 N.cm.

O aparelho de torque eletrônico aumentava a carga (N.cm) a medida que recebia o giro no sentido horário, sendo fácil seu manuseio e controle do torque requerido através do painel eletrônico, ficando os grupos 100% calibrados com os referidos torques sem necessidade de repetição.



Figura 4- Visualização de 3 diferentes torques aplicados nos parafusos para cada grupo. A-G1 / B- G2 / C- G3.

Após os torques dados pelo torquímetro eletrônico, o parafuso de todos os corpos de prova foram afrouxados e o conjunto foi separado em grupos e encaminhado para a máquina de ensaio do *pull out* do munhão.

Os parâmetros de ensaio para o teste do *Pull Out* foram:

- Velocidade (mm/min) = 0,5,
- Temperatura (°C) = 21,3
- Umidade (%) = 48,0
- Máquina de Ensaios Universal Instron 3382 com célula de carga de 5 kN.

O conjunto foi então posicionado na peça (figura 5) confeccionada especialmente para ser utilizada na Instron onde sofreu o arrancamento do munhão.

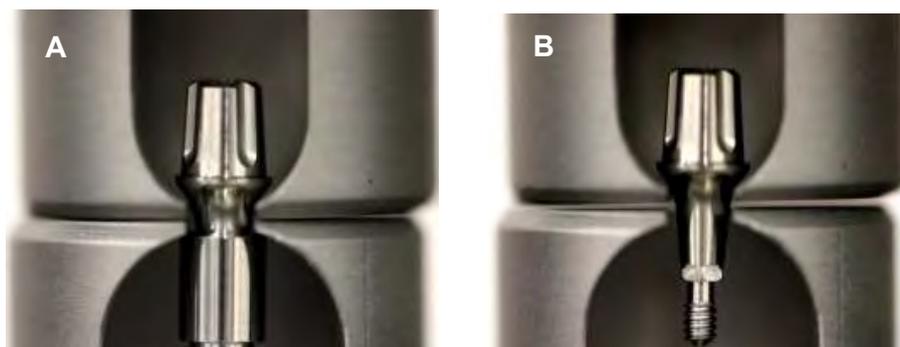


Figura 5- A- Corpo de prova posicionado. B- Munhão solto do análogo após o "pull out".

**Resultados: Ensaio de Tração “Pull Out”:** Observar os resultados nos gráficos (G1-G2-G3), a variação entre a carga máxima e a mínima para o arrancamento do munhão.

Grupo G1 – 15N.cm

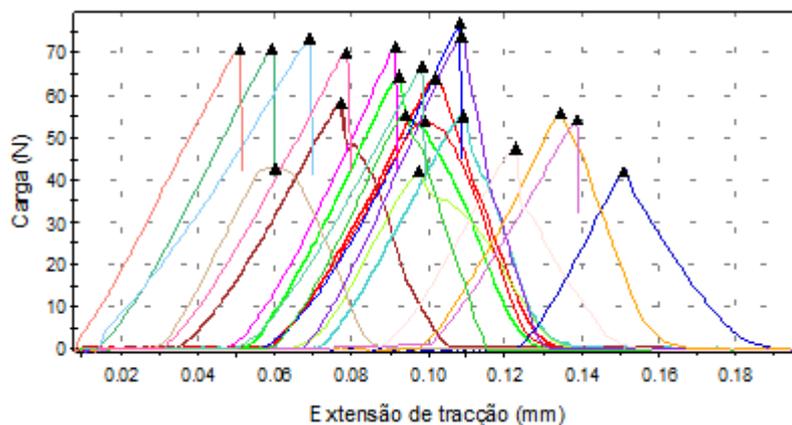


Gráfico G1- Gerado pela Instron

Grupo G2 – 20N.cm

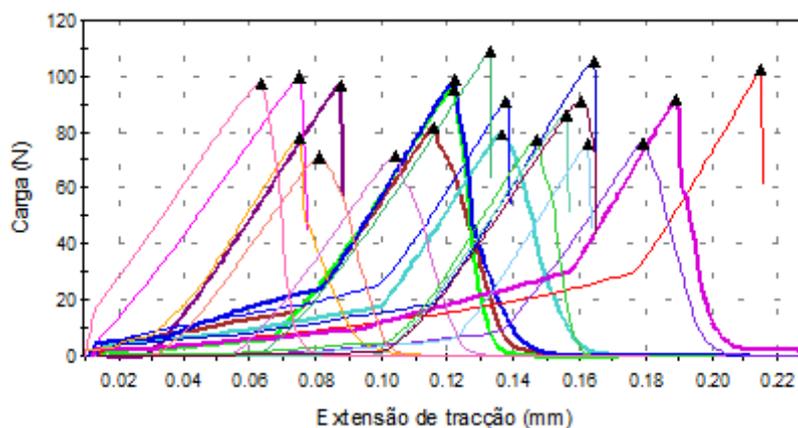


Gráfico G2

Grupo G3 - 25N.cm

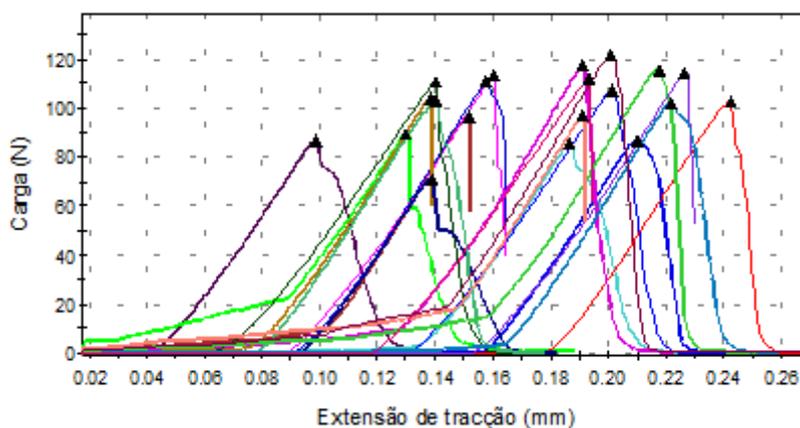


Gráfico G3

Na tabela abaixo são apresentadas estatísticas descritivas da carga máxima de acordo com os grupos e o valor de  $p$  do teste estatístico. Testou-se a hipótese nula de que os grupos definidos pelo torque (15N.cm, 20N.cm e 25N.cm) têm médias iguais de carga máxima, versus a hipótese alternativa de que pelo menos um grupo tem média diferente dos demais.

TABELA 1- ENSAIO DE TRAÇÃO DO MUNHÃO

Grupo	Carga máxima (N)						Valor de p
	n	Média	Mediana	Mínimo	Máximo	Desvio padrão	
15N	20	60,6	61,2	42,0	77,2	11,4	
20N	20	88,7	90,9	70,6	109	11,7	
25N	20	102,8	104,0	71,54	121,6	13,2	<0,001

Considerando-se que existe diferença significativa entre os grupos em relação à média da carga máxima, estes foram comparados dois a dois. Na tabela abaixo são apresentados os valores de  $p$  dos testes estatísticos.

TABELA 2- VALORES DE "p"

Grupos comparados	Valor de p
15N x 20N	<0,001
15N x 25N	<0,001
20N x 25N	0,001

Os resultados obtidos indicam que existe diferença significativa entre os grupos 15N e 20N ( $p<0,001$ ), entre os grupos 15N e 25N ( $p<0,001$ ) e entre os grupos 20N e 25N ( $p=0,001$ ), em relação à média da carga máxima.

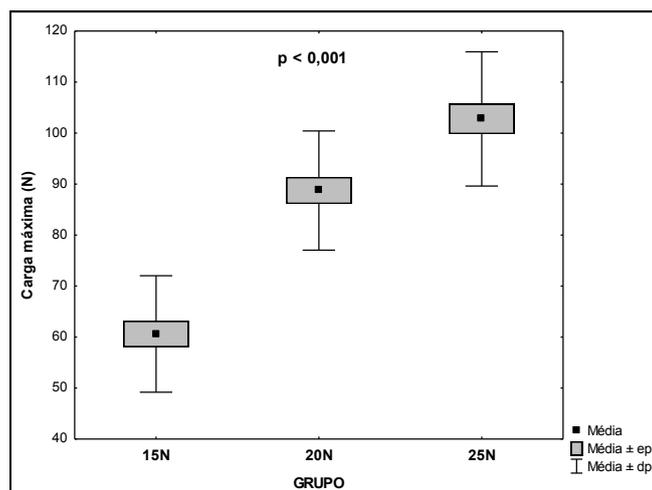


Gráfico 4- Pull Out do G1-G2-G3

### Discussão:

Altura do contato, ângulo do cone, propriedades dos materiais, coeficiente de fricção, diâmetro entre as peças e raio do implante são os fatores que apresentam influência quando se considera os parâmetros que afetariam o torque de desaperto em implantes tipo cone Morse<sup>5</sup>. Na medida em que se aumenta o ângulo interno da interface de um implante “Cone Morse”, aumenta-se o contato entre o implante e o intermediário<sup>4</sup>. Porém, dentre todos os fatores, altura do contato parece ser o principal determinante.<sup>4,5</sup>

O ângulo do cone, o comprimento do contato cônico e raio externo do implante tem a maior influência, quando todos os parâmetros que afetam o aperto e afrouxamento em valores de torque são considerados. Entre esses três parâmetros, o comprimento de contato é o parâmetro mais prático para ajustar e tem o efeito mais forte sobre o aumento do valor de torque de resistência ao afrouxamento<sup>5</sup>. Esse estudo mostra claramente que o valor do coeficiente de atrito afeta fortemente os valores de torque de aperto e desaperto. O coeficiente de atrito depende de muitos fatores, incluindo propriedades mecânicas e da rugosidade da interface de contacto.<sup>5</sup>

A interface cônica de pilares cone Morse protege o parafuso do intermediário de cargas externas, independente dele ser em uma ou em duas peças<sup>21,24</sup>. Um grande valor de torque de resistência ao afrouxamento pode ser mais seguro para evitar o afrouxamento do pilar durante o carregamento funcional de um único dente substituído, no entanto, requer um grande torque de aperto.<sup>22</sup>

Estudando conexões cone Morse de pilares sólidos da Ankylos (Degussa Dental) e ITI (Straumann) cujo termo utilizado para identificá-los é **TIS-** Taper Integrated Screwed-in), mostraram<sup>5</sup> que mais de 86% do torque de apertamento, e mais de 98% do

torque de afrouxamento são mediados pela parte cônica do sistema, determinando a grande importância do tamanho da área desse tipo de conexão. Analisando um hexágono externo, cone Morse pilar sólido e de duas peças, o maior torque de desaperto foi obtido no pilar sólido cone Morse e após carregamento mecânico mostrou o valor de destorque superior ao do torque recebido pelo conjunto para o teste<sup>23</sup>, em contraste do resultado encontrado para os pilares de parafuso passante após carregamento.<sup>8</sup>

Após ensaios com implantes indexados e não indexados, concluíram que implantes indexados e pilares não anodizados demonstraram superior valor médio de torque de remoção e que a adição da superfície interna indexada não tem efeito deletério na resistência ao “afrouxamento” de pilares sólidos<sup>26</sup>. Alterações do cone Morse com indexação interna octagonal não reduziu significativamente a resistência da conexão.<sup>9</sup>

Realizando teste em pilares sólidos e de duas peças em conexão cônica, o aumento do número de ciclos de inserção/remoção levou uma tendência de aumento na perda de torque, para todos os tipos de pilares e grupos do estudo. Devido a estes achados, o autor<sup>8</sup> recomenda que os pilares com conexão em cone Morse não sejam removidos após sua instalação. Sob carregamento mecânico; mesmo neste ensaio por uma pequena carga e em curto período de tempo; a porção cônica do pilar de dois componentes (parafuso passante) aumenta a pressão de contato sobre a parte homóloga do implante, aumentando a resistência friccional, resultando em solda fria do pilar com o implante, reduzindo a perda de torque. Já em relação ao parafuso, o torque de remoção necessário para afrouxamento do parafuso foi de 62,8%, evidenciando pouca influência do carregamento mecânico. O autor também sugere que os pilares de duas peças sejam removidos pelo próprio pilar, após o afrouxamento do parafuso, uma vez que o pilar passa a apresentar um maior valor de torque para sua remoção, preservando assim o parafuso<sup>8</sup>. Solda fria também foi encontrada em testes de pilares sólidos em conexões cônicas de 8° onde o torque de desaperto foi de 7 à 20% maior, e que após carregamento mecânico o valor se manteve próximo ao torque de aperto inicial<sup>27</sup>. Neste estudo laboratorial, sem carregamento cíclico, um maior embricamento e maior resistência à tração dos munhões foi observado com o aumento do torque inicial, podendo ser explicado pelo maior assentamento entre o pilar e o análogo quando usamos junção cone Morse e pilares de duas peças, concordando com achados de outros autores<sup>17</sup>, gerando assim maior embricamento entre as superfícies, gerando maior resistência na separação dos componentes.

Neste estudo observou-se que após o assentamento do conjunto provocado pelo torque inicial, o parafuso totalmente afrouxado passou a ter um papel secundário, e

o embricamento passou a ser o único parâmetro a ser analisado e que mantém o conjunto unido, concordando com achados de outros autores.<sup>3,25,27</sup>

Após o valor médio de 60,6N do G1, o aumento do valor do torque para o G2 levou a um valor médio de 88,7N (aumento de 46,3% no valor), do G2 para o G3- 88,7N para 102,8N (aumento de 15,9%) e do G1 para G3 – 60,6N para 102,8N (aumento de 69,6%), conforme demonstrado no gráfico 4. Houve um considerável aumento do G1 para o G2 em valores médios. Devemos ter cuidado com variações que podem ocorrer na clínica ao darmos o torque com a catraca devido à falta de calibragem das mesmas. Estudos com carga cíclica devem ser realizados para posterior ensaios de *Pull Out* com estes mesmos componentes, a fim de analisar um possível aumento destes valores por maior embricamento na interface cônica.

**Conclusão:** A aplicação de um maior torque em conexões cônicas de pilares de 2 peças levou à necessidade de uma maior força para o *Pull Out* do munhão. Houve aumento da média de cada grupo com o aumento do torque e as comparações entre os grupos teve valor estatístico significativo.

A microscopia eletrônica de varredura mostrou que torques maiores do que os indicados pelo fabricante foram capazes de promover a deformação plástica na cabeça do parafuso, após apertos repetidos.

**Agradecimento:** Os autores agradecem a Empresa de Implantes Osseointegráveis Neodent/ Brasil pela fornecimento dos componentes desta pesquisa.

#### **Referências :**

- 1- Akour SN, Fayyad MA, Nayfeh JF. Finite element analyses of two antirotational designs of implant fixtures. *Implant Dent* 2005;1:77-81.
- 2- Binon P. Evaluation of three slip fit hexagonal implants. *Implant Dent* 1996(a);5:235-248.
- 3- Binon P, Sutter F, Beaty K, Brunski J, Gulbransen H, Weiner R. The role of screws in implant systems. *Int J Oral and Maxillofac Implants* 1994;9:49–63.
- 4- Bozkaya D, Müftü S. Mechanics of the tapered interface fit in dental implants. *J Biomech* 2003;11:1649-1658.
- 5- Bozkaya D, Müftü S. Mechanics of the taper integrated screwed-in (TIS) abutments used in dental implants. *J Biomech* 2005;38:87-89.

- 6- Chun HJ, Shin HS, Han CH, Lee SH. Influence of implant abutment type on stress distribution in bone under various loading conditions using finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2006; 2: 195-202.
- 7- Cibirka RM, Nelson SK, Lang BR, Rüggeberg. Examination of the implant-abutment interface after fatigue testing. *J Prosthetic Dent*. 2001;85: 268-275.
- 8- Coppedê AR, De Mattos MGC, Rodrigues RCS, Ribeiro RF. Effect of repeated torque/mechanical loading cycles on two different abutment types in implants with internal tapered connections: *An in vitro study*. *Clin Oral Impl Res*. 2009; 20: 624–632.
- 9- Ding TA, Woody RD, Higginbottom FL, Miller BH. Evaluation of the ITI Morse Taper Implant/Abutment Design with an Internal Modification. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;18:865–72.
- 10- Ernekli C, Ödman P, Örtengren U, Karlsson S. An in vitro load evaluation of a conical implant system with 2 different designs and 3 different retaining-screw alloys. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;21:733-737.
- 11- Gratton DG, Aquilino SA, Stanford CM. Micromotion and dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface. *J Prosthet Dent* 2001;85:47–52.
- 12- Kano SC, Binon P, Bonfante G, Curtis DA. Effect of casting procedures on screw loosening in UCLA-type abutments. *J Prosthodont*. 2006;2:77-81.
- 13- Khraisat A, Abu-Hammad O, Al Kayes A, Dar-Odeh N. Stability of the Implant/Abutment Joint in a Single-Tooth External-Hexagon Implant System: Clinical and Mechanical Review. *Clin Implant Dent Related Res*. 2004;4:222–9(a).
- 14- Khraisat A, Baqain ZH, Smadi L, Nomura S, Miyakawa O, Elnasser Z. Abutment rotational displacement of external hexagon implant system under lateral cyclic loading. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2006;2:96-9.
- 15- Khraisat A. Stability of implant-abutment interface with a hexagon-mediated butt joint: failure mode and bending resistance. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2005;4:221-8.
- 16- Khraisat A, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. *J Prosthet Dent*. 2002;88:604-10.
- 17- Kim KS, Lim YJ, Kim MJ, Kwon HB, Yang JH, Lee JB, Yim SH. Variation in the total lengths of abutment/implant assemblies generated with a function of applied tightening torque in external and internal implant–abutment connection *Clin Oral Impl Res*. 2011;22:8- 834–839.

- 18-Kitagawa T, Tanimoto Y, Odaki M, Nemoto K, Aida M. Influence of implant/abutment joint designs on abutment screw loosening in a dental system. *J Biomed Mater Res. B: Appl Biomater.* 2005; 75B: 457-463.
- 19-Maeda Y, Satoh T, Sogo M. In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant–abutment connections: a short communication. *J Oral Rehabil.* 2006;1:75–78.
- 20- Merz RB, Hunenbart S, Belser UC. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-Degree taper compared to a butt joint connection. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:519-526.
- 21-Norton MR. An in vitro evaluation of the strength of the conical implant-to-abutment joint in two commercially available implant systems. *J Prosthet Dent.* 2000; 83:567-571(a).
- 22-Norton MR. Assessment of cold welding properties of the internal conical interface of two commercially available implant systems. *J Prosthet Dent.* 1999; 81:159-66.
- 23-Ricomini Filho AP, Fernandes FSF, Straioto FG, Silva WJ, Del Bel Cury AA. Preload loss and bacterial penetration on different implant-abutment connection systems. *Braz. Dent. J.* [online]. 2010; vol.21, n.2, pp. 123-129.
- 24- Şahin S, Cehreli MC, Yalcin E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses – A review. *J Dent* 2002; 30: 271-282.
- 25- Schwarz, M.S. Mechanical complications of dental implants. *Clinical Oral Implants Res.* 2000; 11: 156–158.
- 26-Squier RS, Psoter WJ, Taylor DT. Removal torques of conical, tapered implant abutments: the effects of anodization and reduction of surface area. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2002; 17(1): 24-27.
- 27-Sutter F, Weber HP, Sorensen J, Belser U. The new restorative concept of the ITI dental implant system: design and engineering. *International Journal of Periodontics Restorative Dent.* 1993; 13: 409–431.

## 5.2. ARTIGO 02 - Segundo as normas da Revista Implant News

Efeito de diferentes torques na resistência ao destorque do parafuso e pilares de duas peças em junções cone Morse. Estudo *in vitro*.

GONZÁLEZ ,RC\* / SHIMIZU, RH, MS,DDS\*\*/ HERMANN, C, MS,DDS\*\*\*, SARTORI,IAM, MS,DDS \*\*\*\*

\*Aluno do Mestrado em Implantodontia do Instituto de Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico- ILAPEO- Curitiba- PR-BRASIL. Especialista em Prótese Dental APCD- Bauru- SP/ Especialista em DTM - Dor Orofacial/ CFO

\*\* Professor do Programa de Mestrado do ILAPEO. Mestre e Doutor em Ortodontia. Faculdade de Odontologia de Araraquara- Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho . UNESP, Brasil.

\*\*\*Professor do Programa de Mestrado do ILAPEO. Mestre e Doutor em Prótese Dental. Universidade Estadual de Campinas, UNICAMP, Brasil.

\*\*\*\*Coordenadora do Programa de Mestrado do ILAPEO. Mestre e Doutora em Reabilitação Oral pela USP/Ribeirão Preto.

\* Endereço do autor: Rua Visconde de Quissamã, 276, Centro, Macaé – RJ – Brasil  
Cep: 27910020 Telefone Clínica 55-22-27626706/27629943 [www.rodrihocorral.com.br](http://www.rodrihocorral.com.br)  
[implante@rodrihocorral.com.br](mailto:implante@rodrihocorral.com.br)

\*\* ILAPEO, Rua Jacarezinho, 656 - Mercês, Curitiba / PR / Brasil. Cep: 80.710-150.  
[robertoshimizu@yahoo.com.br](mailto:robertoshimizu@yahoo.com.br)

\*\*\* ILAPEO, Rua Jacarezinho, 656 - Mercês, Curitiba/PR [drcaiohermann@uol.com.br](mailto:drcaiohermann@uol.com.br) ,

\*\*\*\* ILAPEO, Rua Jacarezinho, 656 - Mercês, Curitiba/PR [coordenacao@ilapeo.com.br](http://coordenacao@ilapeo.com.br)

**Resumo:** O objetivo deste trabalho foi determinar se a quantidade da pré-carga influencia na resistência ao destorque do parafuso e pilares de duas peças com junção cone Morse indexada. Este estudo utilizou 60 análogos de implantes 3.75 x 12mm, conexão tipo cone Morse de 11,5° ( Neodent Implante Osseointegrável, Curitiba, Brasil), com indexador hexagonal e 60 Munhões Universal cone Morse parafuso passante (Neodent Implante Osseointegrável, Curitiba, Brasil), de 4,5mm de diâmetro, 2,5mm de cinta de transmucoso e 4 mm de altura, não indexados.. Foram criados 3 grupos com 20 corpos de prova, divididos segundo o torque aplicado:15 N.cm (G1); 20N.cm (G2) e 25N.cm (G3).Os dados foram expressos por médias, medianas, valores mínimos, valores máximos e desvios padrões. Para a comparação entre os grupos foi considerado o modelo de análise de variância com um fator (ANOVA). O teste LSD (*least significant difference*) foi usado para as comparações múltiplas. A condição de normalidade das variáveis foi avaliada pelo teste de Kolmogorov-Smirnov. Valores de  $p < 0,05$  indicaram significância estatística. Os dados foram analisados com o programa computacional Statistica v.8.0. Foram encontradas diferenças estatísticas significativas entre G1 e G2, G1 e G3, G2 e G3. Com base nos dados foi possível concluir que o valor do torque teve influência direta na resistência ao destorque do parafuso e pilares Cone Morse de 2 peças.

Palavras Chave: Interface do Implante Cone Morse- Intermediário, Torque, Implante Dentário- Desenho do Intermediário.

**Introdução:**

A interface implante-pilar cônico está se tornando mais popular devido à confiabilidade mecânica de retenção que ela proporciona. Conseqüentemente, a compreensão das propriedades mecânicas da interface cônica com ou sem um parafuso na parte inferior tem sido objeto de estudo. (FE).<sup>7</sup> As conexões internas cônicas surgiram para melhorar as propriedades biomecânicas de conjuntos implante / pilar e diminuir a incidência de falhas mecânicas<sup>5</sup> e para isso, é importante que exista a tolerância entre as peças de um sistema de implantes.<sup>4</sup>

No caso das junções cônicas internas, o componente deve apresentar ótima pré-carga e principalmente, capacidade de resistência ao desaperto de parafuso, ou seja, elevado torque de remoção<sup>7</sup>, capacidade essa que é promovida pelo efeito “Cone Morse”. O coeficiente friccional e a pré-carga dessas peças devem se manter elevados para manutenção da eficiência do mecanismo de retenção.<sup>6,7</sup>

Altura do contato, ângulo do cone, propriedades dos materiais, coeficiente de fricção, diâmetro entre as peças e raio do implante são os fatores que apresentam influência quando se considera os parâmetros que afetariam o torque de desaperto em implantes tipo cone Morse<sup>7</sup>. Cálculos realizados para determinar o torque de afrouxamento como um percentual de torque de aperto resultou na faixa de 85-137%, dependendo dos valores do ângulo do cone e do coeficiente de atrito<sup>7</sup>.

Estudos comparativos têm mostrado que os implantes com conexões internas cônicas têm a força dinâmica e estática superior<sup>16,21,22</sup>, e uma resistência superior à do afrouxamento de parafuso<sup>18</sup>, quando comparados com implantes hexagonais externo, no entanto, é importante conhecer sob que valores de aperto isso ocorre.

Assim sendo, o objetivo deste estudo foi avaliar a influência de diferentes valores de torque na resistência ao destorque do parafuso em pilares de duas peças em conexão interna cônica.

**Material e Método :****- COMPONENTES UTILIZADOS**

Este estudo utilizou 60 análogos de implantes 3.75 x 12mm (figura 1), conexão tipo cone Morse de 11,5° (Neodent Implante Osseointegrável, Curitiba, Brasil), sendo todos com indexador hexagonal.

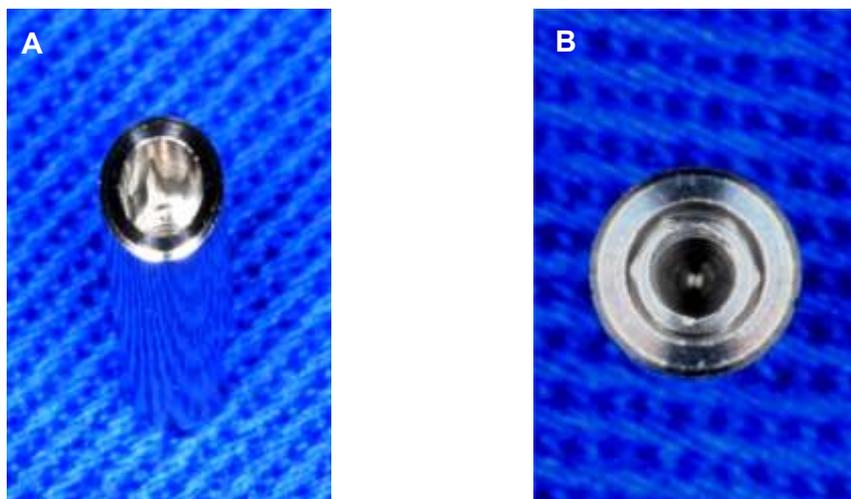


FIGURA 1- A- Base do Corpo de Prova do Implante Cone Morse Indexado.B- Indexador Hexagonal, Titânio Grau IV, 3.75x12mm Lote: 800223602 - Fonte: Neodent- Curitiba- Paraná- Brasil

A base dos corpos de prova foram confeccionadas tendo a parte interna igual à dos implantes comercializados assim como a mesma liga (**Titânio Grau IV**), porém em comprimento especial que permitisse a fixação na máquina para os testes.(Figura 1).

Foram utilizados 60 munhões universal cone Morse parafuso passante (Neodent Implante Osseointegrável, Curitiba, Brasil), um pilar de dois componentes com um parafuso passante, e dimensões de 4,5mm de diâmetro, 2,5mm de cinta de transmucoso e 4 mm de altura, sem indexador (Figura 2).

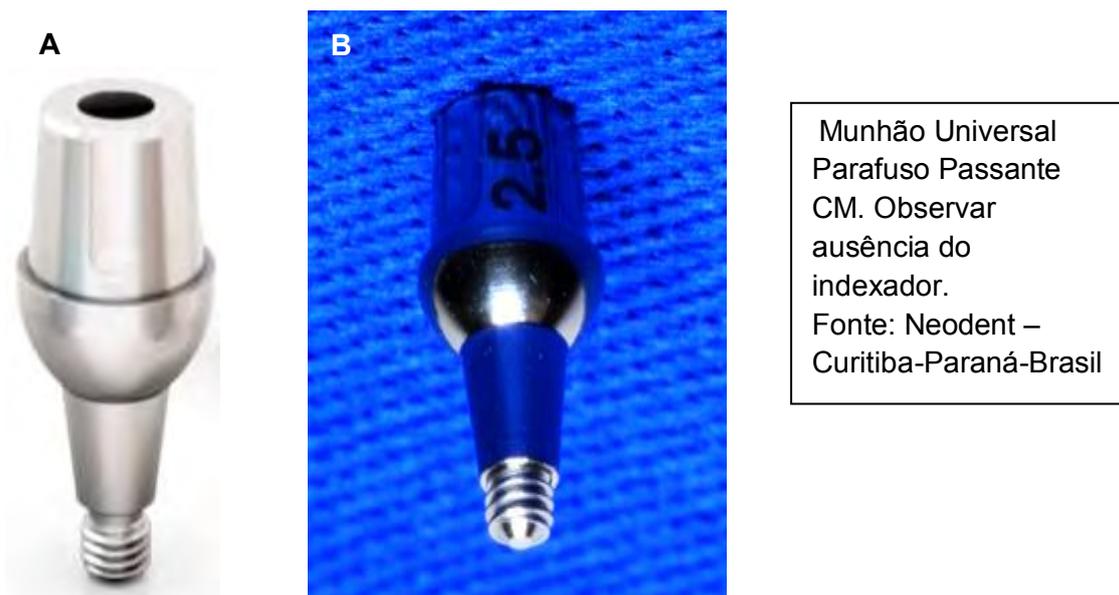


Figura 2- A- Munhão Universal Parafuso Passante 4.5x4x2.5mm. B- Lote: 800028138. Titâneo Grau V.

#### – GRUPOS PARA O TESTE LABORATORIAL

As amostras foram divididas em 3 grupos:

Grupo Controle : Constituído pelo grupo 1.

Grupos Experimentais: Constituído pelos grupos 2 e 3.

Grupo 1 (G1): 20 análogos Cone Morse com indexador hexagonal. Todas as amostras receberam os pilares com torque de 15N.cm conforme indicação do fabricante.

Grupo 2 (G2): 20 análogos Cone Morse com indexador hexagonal. Todas as amostras receberam os pilares com torque de 20N.cm;

Grupo 3 (G3): 20 análogos Cone Morse com indexador hexagonal. Todas as amostras receberam os pilares com torque de 25N.cm;

Cada conjunto pilar/implante foi encaixado manualmente e recebeu o primeiro aperto digital com a chave 0.9mm somente para o encaixe das peças.

O conjunto foi preso na morsa pela parte mais apical para que o ponto de estabilização ficasse distante da área cônica indexada, e garantisse a integridade da parte interna da amostra, evitando assim interferências nos resultados. Verificado a estabilidade do conjunto pilar/base de prova na morsa após o aperto final, foi feito o encaixe da chave hexagonal 0.9mm no parafuso do munhão e aplicado um torque de 10N.cm no G1 e a 15N.cm no G2 e G3 com a catraca protética, somente para que houvesse um embricamento inicial que oferecesse resistência e estabilidade para o manuseio posterior do torquímetro digital eletrônico.

O aparelho de torque eletrônico foi configurado antes de cada utilização até que no seu visor aparecesse o número zero e a unidade de medida em Ncm. Na ponta do torquímetro eletrônico, foi instalada a chave hexagonal 0.9mm previamente encaixada na chave digital. Posteriormente, com o auxílio do aparelho Torque Meter Lutron TQ-8800, o G1 recebeu torque final de 15N.cm, G2 de 20N.cm e G3 de 25 N.cm (Figura 3).

O aparelho de torque eletrônico aumentava o carga (Ncm) a medida que recebia o giro no sentido horário, sendo fácil seu manuseio e controle do torque requerido através do painel eletrônico, ficando os grupos 100% calibrados com os referidos torques sem necessidade de repetição.



Figura 3- Visualização de 3 diferentes torques aplicados nos parafusos para cada grupo.  
A- G1 / B- G2 / C- G3.

Após os torques dados pelo torquímetro eletrônico, cada grupo foi separado e encaminhado para a máquina de ensaio de destorque do parafuso.

#### - ENSAIO DE DESTORQUE DO PARAFUSO NAS AMOSTRAS:

Para o destorque do parafuso e aferição da quantidade de força em N.cm, o corpo de prova foi posicionado na base de um equipamento de aplicação de torque / destorque (Figura 4), desenvolvido especialmente para este tipo de ensaio. (Neodent /Curitiba-Br)



Figura 4- Aparelho de aferição de torque e destorque.



Figura 5- Chave 0.9mm encaixada no parafuso passante, e na parte do aparelho que realizará o destorque.

Após o encaixe do corpo de prova na parte fixa, a chave hexagonal foi posicionada na parte que irá realizar a rotação no sentido anti-horário, mantendo-se uma distância de segurança da base da chave com a extremidade do suporte para que a mesma pudesse se mover no sentido horizontal (Figura 5), à medida que o parafuso ia sendo removido durante o teste de destorque, evitando assim possível embricamento entre as roscas dos componentes e possíveis influências na medida final do teste.

Sendo realizado o teste de destorque do parafuso passante nos 3 grupos propostos, foram obtidos valores em cada teste corresponde a força em N.cm para realizar o destorque do parafuso.

A partir do momento que se iniciava o teste, a máquina já fornecia o valor necessário para deslocar o parafuso, sendo a velocidade de rotação no sentido anti-horário da máquina constante de 5 RPM.

#### – ENSAIO DE DESTORQUE DO MUNHÃO UNIVERSAL

Após preparadas, as 60 amostras (munhão e a base de corpo de prova) tiveram o parafuso afrouxado com o auxílio do torquímetro protético e da chave 0.9mm, sendo que para cada grupo foi utilizada a chave específica previamente separada, uma para cada grupo.

Cada corpo de prova foi encaixado na parte fixa da máquina e devidamente apertado, respeitando a margem de segurança para com a região do cone Morse do corpo de prova. Após fizemos o encaixe da chave especial de remoção de munhão universal 4.5mm por sobre o pilar do conjunto fixado, e posteriormente esta chave seria presa na outra extremidade da máquina, tomando-se o cuidado de darmos uma margem de segurança para que houvesse uma movimentação dessa conexão no sentido horizontal enquanto ocorria o destorque do pilar realizado pela máquina.

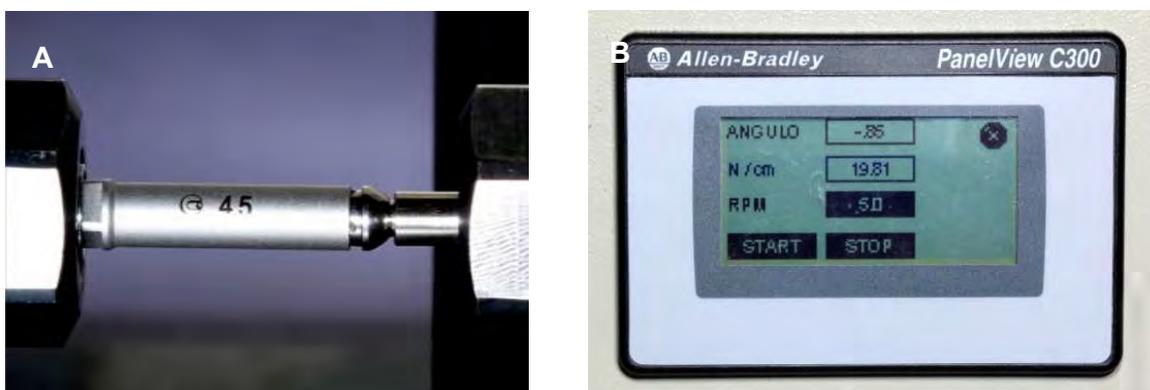


Figura 6- A- Conjunto posicionado para o teste, notar a distância de segurança da conexão com o suporte de encaixe. B- Visor da máquina com os respectivos valores do teste

A partir do momento que se iniciava o teste, a máquina já fornecia o valor do ângulo percorrido para realizar o deslocamento entre o pilar e a base do corpo de prova e o torque necessário para deslocar o munhão. A velocidade de rotação era constante de 5 RPM. Os dados foram coletados.

## ANÁLISE DO MICROSCÓPIO ELETRÔNICO DE VARREDURA (M.E.V.)

Após os ensaios terem sido realizados nos três grupos; teste de destorque do parafuso e teste de destorque do munhão, 1 chave hexagonal 0.9mm, e 1 pilar de 2 peças previamente identificados e separados de cada grupo foram processados na máquina de ultra som com adição de tensoativos para que as superfícies a serem analisadas pelo MEV(Figura 25) estivessem limpas.

Foram realizadas imagens pelo M.E.V. da cabeça do parafuso passante, 6 de cada grupo, e da chave 0.9mm, antes dos testes e após os testes descritos anteriormente, dos três grupos estudados.

Cada chave 0.9mm realizou 60 apertos/desapertos. Cada parafuso sofreu 3 apertos/desapertos conforme o torque programado para cada grupo.

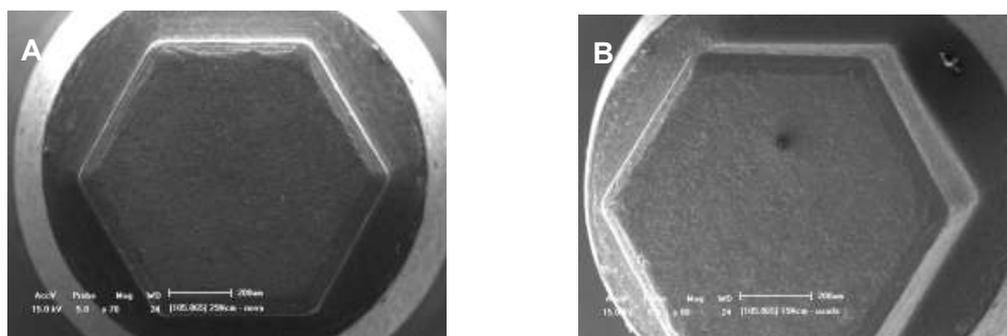


Figura 7- A- Imagem de uma chave hexagonal 0.9mm nova. B- Aspecto da chave hexagonal 0.9mm do G1 após os testes.

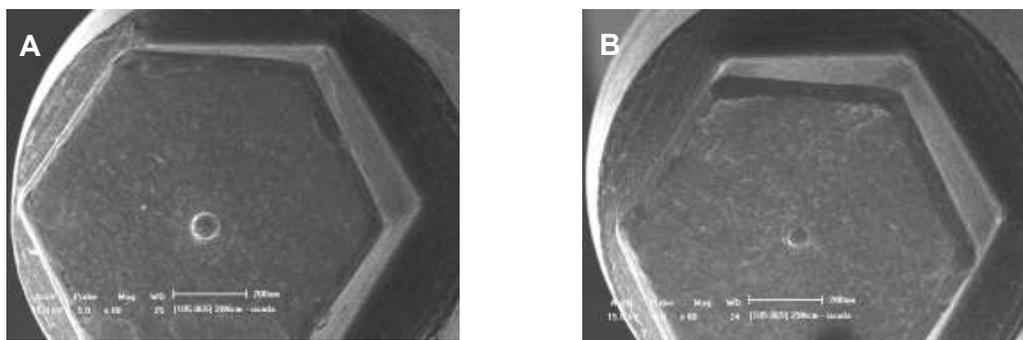


Figura 8- A- Aspecto da chave hexagonal 0.9mm do G2 após os testes. B- Aspecto da chave hexagonal 0.9mm do G3 após os testes.

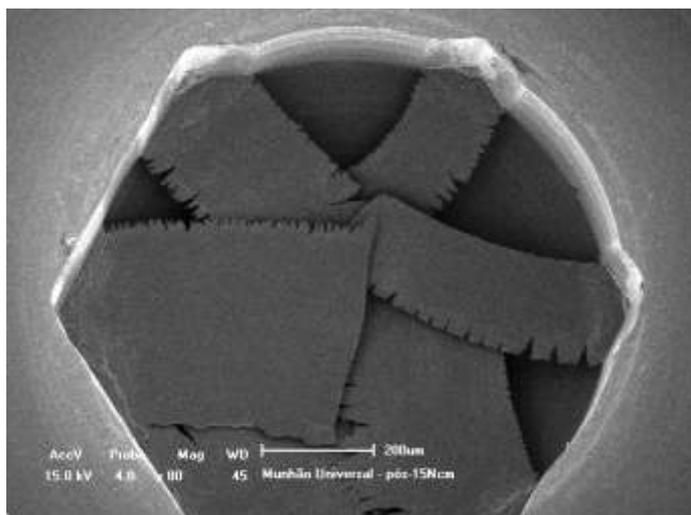


Figura 9- Imagem obtida no MEV da parte superior do parafuso do G1 após os testes – Aumento 80x.

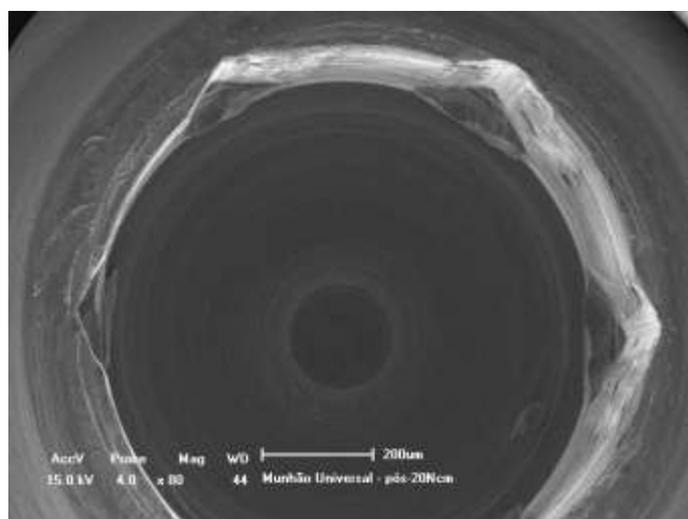


Figura 10- Imagem obtida no MEV da parte superior do parafuso do G2 após os testes – Aumento 80x.

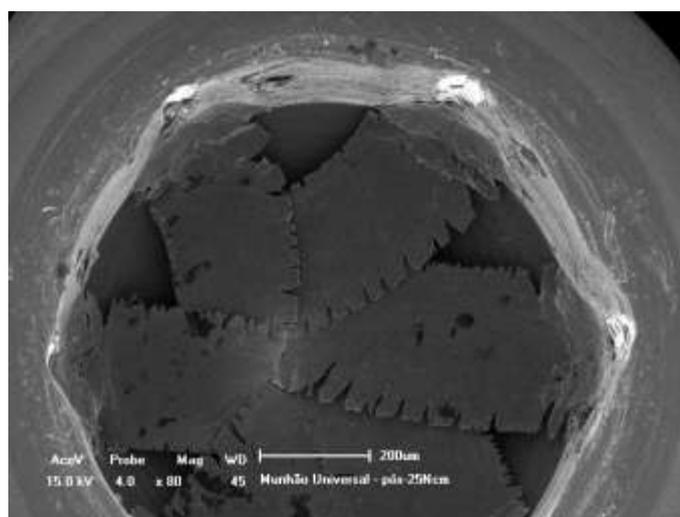


Figura 11- Imagem obtida no MEV da parte superior do parafuso do G3 após os testes - Aumento 80x

**Resultados:**

Na tabela abaixo são apresentadas estatísticas descritivas de destorque do parafuso de acordo com os grupos e o valor de **p** do teste estatístico.

TABELA 1- VALORES DE DESTORQUE EM N.cm

Grupo	Destorque do parafuso (N.cm)						Valor de <b>p</b>
	N	Média	Mediana	Mínimo	Máximo	Desvio padrão	
15N	20	17,48	17,79	13,55	20,11	1,58	
20N	20	21,16	21,08	17,36	24,34	2,05	
25N	20	26,42	26,22	20,54	31,00	2,97	<0,001

Considerando-se que existe diferença significativa entre os grupos em relação à média do destorque do parafuso, estes foram comparados dois a dois. Na tabela abaixo são apresentados os valores de **p** dos testes estatísticos.

TABELA 2- VALORES DE “p”

Grupos comparados	Valor de <b>p</b>
15N x 20N	<0,001
15N x 25N	<0,001
20N x 25N	<0,001

Os resultados obtidos indicam que existe diferença significativa entre os grupos 15N e 20N ( $p < 0,001$ ), entre os grupos 15N e 25N ( $p < 0,001$ ) e entre os grupos 20N e 25N ( $p < 0,001$ ), em relação à média do destorque do parafuso.

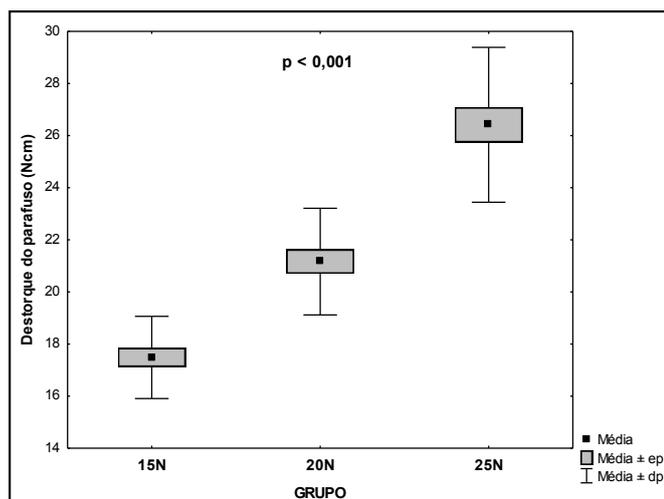


GRÁFICO DESTORQUE DO PARAFUSO DO G1/G2/G3

Na tabela abaixo são apresentadas estatísticas descritivas de destorque do munhão de acordo com os grupos e o valor de  $p$  do teste estatístico.

TABELA 3- VALORES DO DESTORQUE DO MUNHÃO EM N.cm

Grupo	Destorque do munhão (N.cm)						Valor de $p$
	N	Média	Mediana	Mínimo	Máximo	Desvio padrão	
15N	20	15,17	14,99	12,37	18,28	1,70	<0,001
20N	20	19,58	19,22	14,04	27,65	3,37	
25N	20	21,64	21,77	16,72	28,96	2,80	

TABELA 4- VALORES DE “p” DOS TESTES ESTATÍSTICOS.

Grupos comparados	Valor de $p$
15N x 20N	<0,001 >
15N x 25N	<0,001
20N x 25N	0,020

Os resultados obtidos indicam que existe diferença significativa entre os grupos 15N e 20N ( $p < 0,001$ ), entre os grupos 15N e 25N ( $p < 0,001$ ) e entre os grupos 20N e 25N ( $p = 0,020$ ), em relação à média do destorque do munhão.

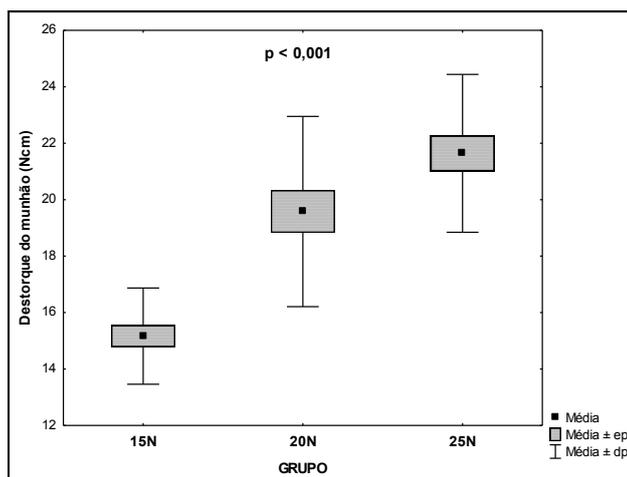


GRÁFICO DESTORQUE DO MUNHÃO G1-G2-G3

### Discussão:

A escolha do pilar protético Cone Morse de duas peças se deve pela sua grande indicação em áreas estéticas através dos componentes que exigem personalizações cervicais e regiões onde se utilizam componentes angulados, todos com parafuso passante.

Todos os 60 pilares não possuíam indexador na porção apical, para que fosse avaliado somente o efeito do atrito entre as superfícies cônicas, sem influência do indexador. Desta forma se pode avaliar a influência da área da superfície cônica e do torque/destorque nos conjuntos pilar/implante.

*Settling effect* é a principal causa para o afrouxamento do parafuso, ocorre por *microroughness* entre o implante e a superfície de metal do pilar<sup>14,28</sup>. O mecanismo que leva aos efeitos do assentamento se baseia no fato de que nenhuma superfície é completamente lisa. *Settling effect* ocorre como manchas ásperas que são achatadas sob carga, porque elas são o único contato entre as superfícies quando o torque de aperto inicial é aplicado. O desgaste das áreas de contato traz as duas superfícies mais próximas. Quando o *settling effect* é maior do que o alongamento elástico do parafuso, forças de fixação para manter o parafuso no lugar já não existem entre as superfícies<sup>28</sup>. A tolerância entre as peças tem direta influência na quantidade da área de contato entre as superfícies.<sup>3</sup>

A extensão do *settling effect* depende da rugosidade superficial inicial, dureza da superfície, magnitude do torque de aperto e de forças de carregamento. Esse efeito causa dois tipos de problemas clínicos na prótese sobre implante. O primeiro ocorre no processo de fabricação das próteses dos implantes e um segundo é o afrouxamento do parafuso, que é gerado sob uma carga funcional na cavidade oral.<sup>17</sup>

Estudo mostrou que a área de contato entre as peças seria mais determinante para manutenção do parafuso que o tipo de parafuso utilizado<sup>13</sup>. Apesar disso, estudos têm mostrado que a manutenção da pré-carga de um parafuso de retenção não dependeria só do tipo da interface, mas também de características como a tolerância entre as peças e tipo do parafuso<sup>8,11</sup>. Considerando que quanto maior o contato, maior seria a estabilidade, implantes dentários com junções internas e maior superfície em contato foram desenvolvidos como outra opção para reduzir os índices de desaperto de parafusos devido a maior área de contato pilar/implante<sup>1,2,7,24,25,27</sup> que, além disso, facilitariam o procedimento restaurador.<sup>12</sup>

Independente do tipo e da tolerância entre as peças que compõem a interface pilar/implante, o parafuso e o nível de torque empregado teriam um importante papel na estabilidade da junção frente a cargas cíclicas<sup>9</sup>. Quanto maior o torque aplicado sobre o parafuso de retenção do intermediário, menor a micromovimentação entre as peças<sup>19</sup>. A função do parafuso seria criar uma força de união entre as partes suficiente para evitar desaperto frente a vibrações, impactos ou cargas cíclicas externas<sup>15</sup>.

A interface cônica de pilares cone Morse protege o parafuso do intermediário de cargas externas, independente dele ser em uma ou em duas peças<sup>23</sup>. Intermediários cônicos internos apresentam valores de resistência mecânica maiores que implantes de hexágono externo, mostrando que o tipo de interface pilar/implante está diretamente relacionada com a resistência do parafuso.<sup>16</sup>

Na cavidade oral, os pilares são apertados nos implantes com um torque variando de 15N.cm à 35N.cm, dependendo do fabricante. Sistemas de implantes com conexão externa tem um ligeiro assentamento do pilar durante o aperto, por conta da plataforma superior plana. No entanto, para implantes com conexão cônica interna, uma certa quantidade de assentamento ocorre durante o aperto. Se o assentamento do pilar nos implantes muda com o torque aplicado, a posição axial do pilar pode diferir no modelo mestre e na cavidade oral. Se diferentes torques de aperto forem aplicados em cada etapa, as discrepâncias nas posições do pilar poderia levar à perda de ajuste passivo e distorção da superestrutura<sup>17</sup>. Em conexão cônica interna, com o aumento do torque de aperto, o comprimento de um parafuso como um efeito de cunha do abutment vai aumentar<sup>21</sup>. No uso de pilares de duas peças em conexões cônicas internas onde há falta de um stop vertical definido para o pilar, o *settling effect* do pilar ocorre quando uma longa força funcional ocorre na cavidade oral. Isto implica que a tensão sobre o parafuso e conseqüentemente o comprimento são diminuídos, indicando uma perda da pré-carga. Quando este valor diminuído da pré-carga atinge um nível crítico sob o ponto de carregamento externo, um afrouxamento do parafuso ocorre. Assim, considera-se que o

*settling effect* sob carga funcional pode ter um grande efeito sobre a estabilidade da articulação do parafuso de implantes com conexão cônica interna.<sup>17</sup>

O pilar rígido (sólido) tem um plano inclinado que contacta a parte interna da conexão fornecendo um apoio lateral na interface cônica. Este ajuste de fricção pode afetar o resultado do assentamento durante o torque. O aumento da pré-carga leva a uma maior força de fixação, podendo empurrar o pilar em direção ao implante e a modificação da superfície que recobre o parafuso do pilar de 2 peças para aumentar a pré-carga provoca um aumento na quantidade de assentamento na montagem pilar / implante<sup>17</sup>. Parafusos com superfície melhorada ajudam a reduzir o coeficiente de atrito produzindo maior ângulo de rotação e valores de pré-carga do que parafusos de liga de ouro convencional e titânio<sup>20</sup>. Estudando 3 parafusos de titânio com forma e grau diferentes, encontrou<sup>14</sup> no grupo de liga de ouro e cabeça chata o melhor resultado para torque de 35Ncm, mas quando revestidas de lubrificantes, as superfícies de titânio ou de ouro obtêm maiores valores de pré-carga<sup>20</sup>. O pilar de duas peças passa a apresentar um maior valor de torque para sua remoção sob carregamento, preservando assim o parafuso.<sup>10</sup>

Em testes de pilares sólidos em conexões cônicas de 8°, o torque de desaperto foi de 7 à 20% maior, e que após carregamento mecânico o valor se manteve próximo ao torque de aperto inicial<sup>26</sup>. Neste estudo, sem carregamento cíclico, os valores médios de torque de desaperto dos munhões de 2 peças se mantiveram próximos para o G1 e G2 em relação ao torque inicial de 15N.cm e 20N.cm respectivamente, mas nos 3 grupos várias amostras ultrapassaram os valores de torque inicial. Houve um aumento do valor da média entre os grupos, sendo de 29% do G1 para G2, 10,5% do G2 para G3, 42,6% do G1 para G3, indicando um maior embricamento e maior resistência ao destorque destes munhões com o aumento do torque. A maior porcentagem entre G1 e G2 quando comparada com G2 e G3 pode ser observada no gráfico de destorque do munhão.

Observamos aqui nas imagens das roscas a presença de irregularidades devido ao alto coeficiente de atrito pela falta de cobertura da superfície, podendo ocorrer *settling effect* pela diferença de dureza entre o titânio do análogo e do parafuso.

As chaves 0.9mm apresentaram pequeno desgaste das arestas principalmente no grupo de 25 N.cm. Estas peças são confeccionadas com aço inox para gerar mais resistência devido ao seu uso repetitivo, mas ao mesmo tempo provocam desgaste das arestas da cabeça do parafuso observadas no grupo de 20 e mais acentuada no grupo de 25 N.cm. A parte cônica dos análogos não apresentou deformação após os ensaios

de destorque do munhão. O aumento do torque teve para todos os grupos o valor médio de destorque do parafuso aumentado, sendo 21% do G1 para G2, 24,8% do G2 para G3, 51,1% do G1 para G3, apresentando uma distribuição mais equilibrada das médias de cada grupo, podendo ser vista no gráfico de destorque do parafuso, mas as alterações na cabeça do parafuso limitam o uso destes componentes a torques acima de 15 N.cm. Devemos estar atentos pois os torques podem ultrapassar o recomendado pelo fabricante caso o torquímetro do profissional esteja descalibrado, muitas empresas não possuem todas as marcações dos torques possíveis para seus abutments fornecidos comercialmente no torquímetro protético e aí fica a critério do profissional imaginar o ponto certo podendo ser acrescido da variação caso o torquímetro esteja descalibrado, nos laboratórios onde torques dados com a mão podem ultrapassar 15N.cm e são realizados de forma repetida enquanto trabalham no pilar, podendo assim provocar alterações que impeçam posterior uso deste pilar, como podemos observar nas imagens do MEV.

**Conclusão:** O aumento do torque dado no parafuso levou a um valor médio aumentado do destorque do parafuso para todos os grupos, com diferença estatística significativa entre os grupos G1 e G2, G2 e G3, G1 e G3.

O aumento do torque levou à um valor médio de destorque do munhão equivalente ao torque inicial dado para o G1 e G2, e menor no G3. Comparação entre os grupos mostrou diferença estatística significativa.

A microscopia eletrônica de varredura mostrou que torques maiores do que os indicados pelo fabricante foram capazes de promover a deformação plástica na cabeça do parafuso, após apertos repetidos.

**Agradecimento:** Os autores agradecem a Empresa de Implantes Osseointegráveis Neodent/Brasil pela fornecimento dos componentes desta pesquisa.

#### **Referências:**

- 1- Abboud M, Koeck B, Stark H, Wahl G, Paillon R. Immediate loading of single-tooth implants in the posterior region. Int J Oral Maxillofac Implants 2005; 20:61-68.
- 2- Akour SN, Fayyad MA, Nayfeh JF. Finite element analyses of two antirotational designs of implant fixtures. Implant Dent. 2005;1:77-81.

- 3- Balfour A, O'Brien GR. Comparative study of antirotational single tooth abutments. *J Prosthet Dent.* 1995;73:36-43.
- 4- Binon P. Evaluation of three slip fit hexagonal implants. *Implant Dent.* 1996;5:235-248(a).
- 5- Binon P, Sutter F, Beaty K, Brunski J, Gulbransen H, Weiner R. The role of screws in implant systems. *Int J Oral and Maxillofac Implants* 1994, 9, 49–63.
- 6- Bozkaya D, Müftü S. Mechanics of the tapered interface fit in dental implants. *J Biomech.* 2003;11:1649-1658.
- 7- Bozkaya D, Müftü S. Mechanics of the taper integrated screwed-in (TIS) abutments used in dental implants. *J Biomech* 2005; 38: 87-89.
- 8- 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;6:435-439.
- 9- Cibirka RM, Nelson SK, Lang BR, Rueggeberg FA. Examination of the implant-abutment interface after fatigue testing. *J Prosthetic Dent.* 2001;85:268-275.
- 10- Coppedê AR, De Mattos MGC, Rodrigues RCS, Ribeiro RF. Effect of repeated torque/mechanical loading cycles on two different abutment types in implants with internal tapered connections: *An in vitro study.* *Clin Oral Impl Res.* 2009,20, 624–632.
- 11- Dixon DL, Breeding LC, Sadler JP, McKay ML. Comparison of screw loosening, rotation, and deflection among three implant designs. *J Prosthet Dent.* 1995;3:270-278.
- 12- Finger IM, Castellon P, Block M, Elian N. The evolution of external and internal implant/abutment connections. *Pract Proced Aesthet Dent.* 2003; 8:625-632.
- 13- 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.
- 14- Jörnégus L, Jemt T, Carlsson L. Loads and design of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7(3):353–359.
- 15- Khraisat A, Abu-Hammad O, Dar-Odeh N, Al-Kayed AM. Abutment screw loosening and bending resistance of external hexagon implant system after lateral cyclic loading. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2004;3:157-164(b).
- 16- Khraisat A, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. *J Prosthet Dent* 2002;88:604-10.

- 17-Kim KS, Lim YJ, Kim MJ, Kwon HB, Yang JH, Lee JB, Yim SH. Variation in the total lengths of abutment/implant assemblies generated with a function of applied tightening torque in external and internal implant–abutment connection Clin Oral Impl. Res. 2011; 22 :8- 834–839.
- 18-Kitagawa T, Tanimoto Y, Odaki M, Nemoto K, Aida M. Influence of implant/abutment joint designs on abutment screw loosening in a dental system. J Biomed Mater Res B: Appl Biomater. 2005;75B: 457-463.
- 19-Lee J, Kim YS, Kim CW, Han JS. Wave analysis of implant screw loosening using an air cylindrical cyclic loading device. J Prosthet Dent. 2002;4:402-408.
- 20-Martin WC, Woody RD, Miller BH, Miller AW. Implant abutment screw rotations and preloads for four different screw materials and surfaces. J Prosthet Dent. 2001; 86(1):24-32.
- 21- Merz RB, Hunenbart S, Belser UC. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-Degree taper compared to a butt joint connection. Int J Oral Maxillofac Implants 2000;15: 519-526.
- 22-Norton MR. An in vitro evaluation of the strength of an internal conical interface compared to a butt joint interface in implant design. Clin Oral Implants Res.1997; 8: 290–298.
- 23-Norton MR. An in vitro evaluation of the strength of the conical implant-to-abutment joint in two commercially available implant systems. J Prosthet Dent 2000; 83:567-571(a).
- 24-Norton MR. Multiple single-tooth implant restorations in the posterior jaws: maintenance of marginal bone levels with reference to the implant-abutment microgap. Int J Oral Maxillofac Implants 2006;5: 777-784.
- 25-Quek CE, Tan KB, Nicholls JI. Load fatigue performance of a single-tooth implant abutment system: effect of diameter. Int J Oral Maxillofac Implants 2006; 21:929-936.
- 26- Sutter F, Weber HP, Sorensen J, Belser U. The new restorative concept of the ITI dental implant system: design and engineering. Int J Period Restorative Dent. 1993, 13, 409–431.
- 27-Wennström JL, Ekestubbe A, Gröndahl K, Karlsson S, Lindhe J. Implant-supported single-tooth restorations: a 5-year prospective study. J Clin Periodontol. 2005; 6:567-574.
- 28-Winkler S, Ring K, Ring JD, Boberick KG. Implant screw mechanics and the settling effect: Overview. J Oral Implantol. 2003;29:242-245.

## 6. Referências

1. Abboud M, Koeck B, Stark H, Wahl G, Paillon R. Immediate loading of single-tooth implants in the posterior region. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005; 20:61- 8.
2. Akour SN, Fayyad MA, Nayfeh JF. Finite element analyses of two antirotational designs of implant fixtures. *Implant Dent.* 2005;1:77-81.
3. Balfour A, O'Brien GR. Comparative study of antirotational single tooth abutments. *J Prosthet Dent.* 1995;73:36-43.
4. Bernardes SR. Avaliação mecânica da estabilidade de parafusos protéticos em diferentes sistemas de retenção pilar/implante (tese). Ribeirão Preto: Universidade de São Paulo - Faculdade de Odontologia ;1998.
5. Binon PP. Evaluation of three slip fit hexagonal implants. *Implant Dent* 1996;5:235-48(a).
6. Binon P, Sutter F, Beaty K, Brunski J, Gulbransen H, Weiner R. The role of screws in implant systems. *Int J Oral and Maxillofac Implants* 1994; 9:49–63.
7. Bozkaya D, Müftü S. Mechanics of the tapered interface fit in dental implants. *J Biomech.* 2003;11:1649-58.
8. Bozkaya D, Müfû S. Mechanics of the taper integrated screwed-in (TIS) abutments used in dental implants. *J Biomech.* 2005; 38:87- 9.
9. 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;6:435-9.
10. Çehreli MC, Akça K, Iplikçioğlu H, Sahin S. Dynamic fatigue resistance of implant-abutment junction in an internally notched morse-taper oral implant: influence of abutment design. *Clin Oral Implants Res.* 2004;4:459-65.
11. Chun HJ, Shin HS, Han CH, Lee SH. Influence of implant abutment type on stress distribution in bone under various loading conditions using finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2006;2:195-202.
12. Cibirka RM, Nelson SK, Lang BR, Ruetgeberg FA. Examination of the implant-abutment interface after fatigue testing. *J Prosthet Dent.* 2001;85:268-75.
13. Coppedê AR, De Mattos MGC, Rodrigues RCS, Ribeiro RF. Effect of repeated torque/mechanical loading cycles on two different abutment types in implants with internal tapered connections: *An in vitro study.* *Clin Oral Impl Res.*2009;20:624–32.
14. Coppedê AR. Estudo biomecânico da conexão implante/pilar protético em implantes do sistema cone Morse [dissertação]. Ribeirão Preto: Universidade de São Paulo - Faculdade de Odontologia; 2007.

15. Ding TA, Woody RD, Higginbottom FL, Miller BH. Evaluation of the ITI Morse Taper Implant/Abutment Design with an Internal Modification. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;18:865–72.
16. Dittmer MP, Dittmer S, Borchers L, Kohorst P, Stiesch M. Influence of the interface design on the yield force of the implant–abutment complex before and after cyclic mechanical loading. *J Prosthodont Res.* (2011), doi:10.1016/j.jpor.2011.02.002
17. Dixon DL, Breeding LC, Sadler JP, McKay ML. Comparison of screw loosening, rotation, and deflection among three implant designs. *J Prosthet Dent.* 1995;3:270–8.
18. Erneklint C, Ödman P, Örtengren U, Karlsson S. An in vitro load evaluation of a conical implant system with 2 different designs and 3 different retaining-screw alloys. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006; 21:733–37.
19. Finger IM, Castellon P, Block M, Elian N. The evolution of external and internal implant/abutment connections. *Pract Proced Aesthet Dent* 2003; 8:625–32.
20. Gratton DG, Aquilino SA, Stanford CM. Micromotion and dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface. *J Prosthet Dent.* 2001;85:47–52.
21. 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.
22. Jemt, T. Modified single and short span restorations supported by osseointegrated fixtures in the partially edentulous jaw. *J Prosthet Dent.*1986; (55): 243–7.
23. Jemt, T. Single implants in the anterior maxilla after 15 years of follow-up: comparison with central implants in the edentulous maxilla. *Int J Prosthodontics* 2008; 21: 400- 8.
24. Jörnégus L, Jemt T, Carlsson L. Loads and design of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7(3):353–9.
25. Kano SC, Binon P, Bonfante G, Curtis DA. Effect of casting procedures on screw loosening in UCLA-type abutments. *J Prosthodont.* 2006;2:77–81.
26. Khraisat A, Abu-Hammad O, Al Kayes A, Dar-Odeh N. Stability of the Implant/Abutment Joint in a Single-Tooth External-Hexagon Implant System: Clinical and Mechanical Review. *Clin Implant Dent and Related Res.* 2004;4: 222–9(a).
27. Khraisat A, Abu-Hammad O, Dar-Odeh N, Al-Kayed AM. Abutment screw loosening and bending resistance of external hexagon implant system after lateral cyclic loading. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2004;3:157–64(b).

28. Khraisat A, Baqain ZH, Smadi L, Nomura S, Miyakawa O, Elnasser Z. Abutment rotational displacement of external hexagon implant system under lateral cyclic loading. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2006;2:96-9.
29. 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).
30. Khraisat A, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. *J Prosthet Dent.* 2002;88:604-10.
31. Khraisat A. Stability of implant-abutment interface with a hexagon-mediated butt joint: failure mode and bending resistance. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2005;4:221-8.
32. Kim KS , Lim YJ, Kim MJ, Kwon HB, Yang JH, Lee JB et al. Variation in the total lengths of abutment/implant assemblies generated with a function of applied tightening torque in external and internal implant–abutment connection. *Clin. Oral Impl. Res.* 2011; (22)8:834–9.
33. 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;5:346-50.
34. Kitagawa T, Tanimoto Y, Odaki M, Nemoto K, Aida M. Influence of implant/abutment joint designs on abutment screw loosening in a dental system. *J Biomed Mater Res B: Appl Biomater.* 2005;75B:457-63.
35. Lang LA, Knag B, Wang R-F, Lang BR. Finite element analysis to determine implant preload. *J Prosthet Dent.* 2003;90:539-46.
36. Lee J, Kim YS, Kim CW, Han JS. Wave analysis of implant screw loosening using an air cylindrical cyclic loading device. *J Prosthet Dent.* 2002;4:402-8.
37. Maeda Y, Satoh T, Sogo M. In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant–abutment connections: a short communication. *J Oral Rehabil.* 2006;1:75–8.
38. Martin WC, Woody RD, Miller BH, Miller AW. Implant abutment screw rotations and preloads for four different screw materials and surfaces. *J Prosthet Dent.* 2001 ;86(1):24-32.
39. Merz BR, Hunenbart S, Belser UC. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;15(4):519-26.
40. Norton, MR. An in vitro evaluation of the strength of an internal conical interface compared to a butt joint interface in implant design. *Clin Oral Impl Res.* 1997; 8:290–8.

41. Norton MR. An in vitro evaluation of the strength of the conical implant-to-abutment joint in two commercially available implant systems. *J Prosthet Dent.* 2000;83:567-71.
42. Norton MR. Assessment of cold welding properties of the internal conical interface of two commercially available implant systems. *J Prosthet Dent.* 1999;81:159-66.
43. Norton MR. Multiple single-tooth implant restorations in the posterior jaws: maintenance of marginal bone levels with reference to the implant-abutment microgap. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;5:777-84.
44. Quek CE, Tan KB, Nicholls JI. Load fatigue performance of a single-tooth implant abutment system: effect of diameter. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;21:929-936.
45. Ricomini Filho APR, Fernandes FSF, Straioto FG, Silva WJ, Del Bel Cury AA. Preload loss and bacterial penetration on different implant-abutment connection systems. *Braz. Dent. J.* 2010; 21(2):123-9.
46. Şahin S, Cehreli MC, Yalcin E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses - A review. *J Dent.* 2002;30:271-282.
47. Schwarz, MS. Mechanical complications of dental implants. *Clin Oral Impl Research* 2000;11:156-8.
48. Squier RS, Psoter WJ, Taylor DT, Removal torques of conical, tapered implant abutments: the effects of anodization and reduction of surface area. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2002;17(1):24-7
49. Sutter F, Weber HP, Sorensen J, Belser V. The new restorative concept of the ITI dental implant system: Design and engineering. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 1993;5:409-32.
50. Wennström JL, Ekestubbe A, Gröndahl K, Karlsson S, Lindhe J. Implant-supported single-tooth restorations: a 5-year prospective study. *J Clin Periodontol.* 2005; 6:567-74.
51. Winkler S, Ring K, Ring JD, Boberick KG. Implant screw mechanics and the settling effect: Overview. *J Oral Implantol.* 2003;29:242-5.

## **7. Apêndice:**

Segue abaixo imagens, gráficos, tabelas, análise estatística e dos três ensaios realizados no laboratório de testes – LIM – Laboratório Integrado de Materiais (Responsável Técnica Laiz Valgas. Engenheira de Materiais - Crea PR-104599/D

7.1- Ensaio de Destorque do Munhão

7.2- Ensaio de Pull Out do Munhão

7.3- Ensaio de Destorque do Parafuso Passante

7.4- Imagens de Microscopia Eletrônica de Varredura

7.1 - Foram obtidas 3 tabelas do ensaio de **Destorque do Munhão**. Valores do destorque e ângulo no G1, G2 e G3

Tabela 1- Destorque do Munhão G1

GRUPO 15 Ncm	DESTORQUE DO "MUNHÃO" (Ncm)	ÂNGULO
1	15.13	0.89
2	15.16	0.56
3	15.76	0.68
4	13.27	0.56
5	15.91	1.07
6	13.18	0.82
7	14.84	0.95
8	13.57	0.55
9	13.88	0.76
10	14.05	0.90
11	14.06	0.99
12	17.73	0.59
13 <b>MEV</b>	<b>14.05</b>	<b>0.50</b>
14	16.34	1.63
15	17.61	0.62
16	14.82	0.54
17	17.83	1.89
18	15.47	0.39
19	12.37	0.96
20	18.28	0.76
<b>MÉDIA</b>	<b>15.17</b>	<b>0.83</b>
<b>DESVIO PADRÃO</b>	<b>1.70</b>	<b>0.37</b>

Tabela 2- Destorque do Munhão G2

GRUPO 20 Ncm	DESTORQUE DO "MUNHÃO" (Ncm)	ÂNGULO
1	17.02	0.88
2	19.81	1.58
3	17.02	0.94
4	27.65	1.61
5	25.12	0.96
6	18.88	0.66
7	18.56	0.64
8	25.28	0.98
9	17.54	0.60
10	14.04	0.30
11	19.20	1.11
12	15.29	0.42
13	19.45	0.76
14	16.40	0.47
15	19.23	1.18
16	22.21	1.04
17	18.57	1.20
18 <b>MEV</b>	<b>19.69</b>	<b>1.93</b>
19	20.12	1.04
20	20.54	1.12
<b>MÉDIA</b>	<b>19.58</b>	<b>0.97</b>
<b>DESVIO PADRÃO</b>	<b>3.37</b>	<b>0.41</b>

Após análise dos valores obtidos, média de cada grupo foi calculada, para posterior estudo comparativo nos parâmetros estatísticos.

Tabela 3- Destorque do Munhão G3

<b>GRUPO 25 Ncm</b>	<b>DESTORQUE DO MUNHÃO (Ncm)</b>	<b>ÂNGULO</b>
1	22.32	0.98
2	22.14	1.94
3	22.97	0.92
4	23.49	0.90
5	21.08	0.96
6	22.31	1.70
7	28.96	2.03
8	24.81	1.30
9	19.87	0.62
10	16.72	0.92
11	24.34	1.23
12	17.47	0.70
<b>13 MEV</b>	<b>18.25</b>	<b>0.87</b>
14	21.55	1.20
15	21.70	1.42
16	19.66	0.82
17	21.84	1.71
18	23.71	2.63
19	19.83	1.11
20	19.81	0.85
<b>MÉDIA</b>	<b>21.64</b>	<b>1.24</b>
<b>DESVIO PADRÃO</b>	<b>2.80</b>	<b>0.52</b>

## 7.2- Relatório de Ensaio de Tração - ET 1110-025

“PULL OUT “ - Munhão Universal CM Exact - Análogo do implante CM

Dr Rodrigo Corral González – ILAPEO

**DATA:** 15/10/11

### **OBJETIVO:**

Ensaio de PULL OUT para avaliação do embricamento da interface CM sob torques de instalação de 15, 20 e 25 Ncm.

### **MATERIAIS E METODOLOGIA:**

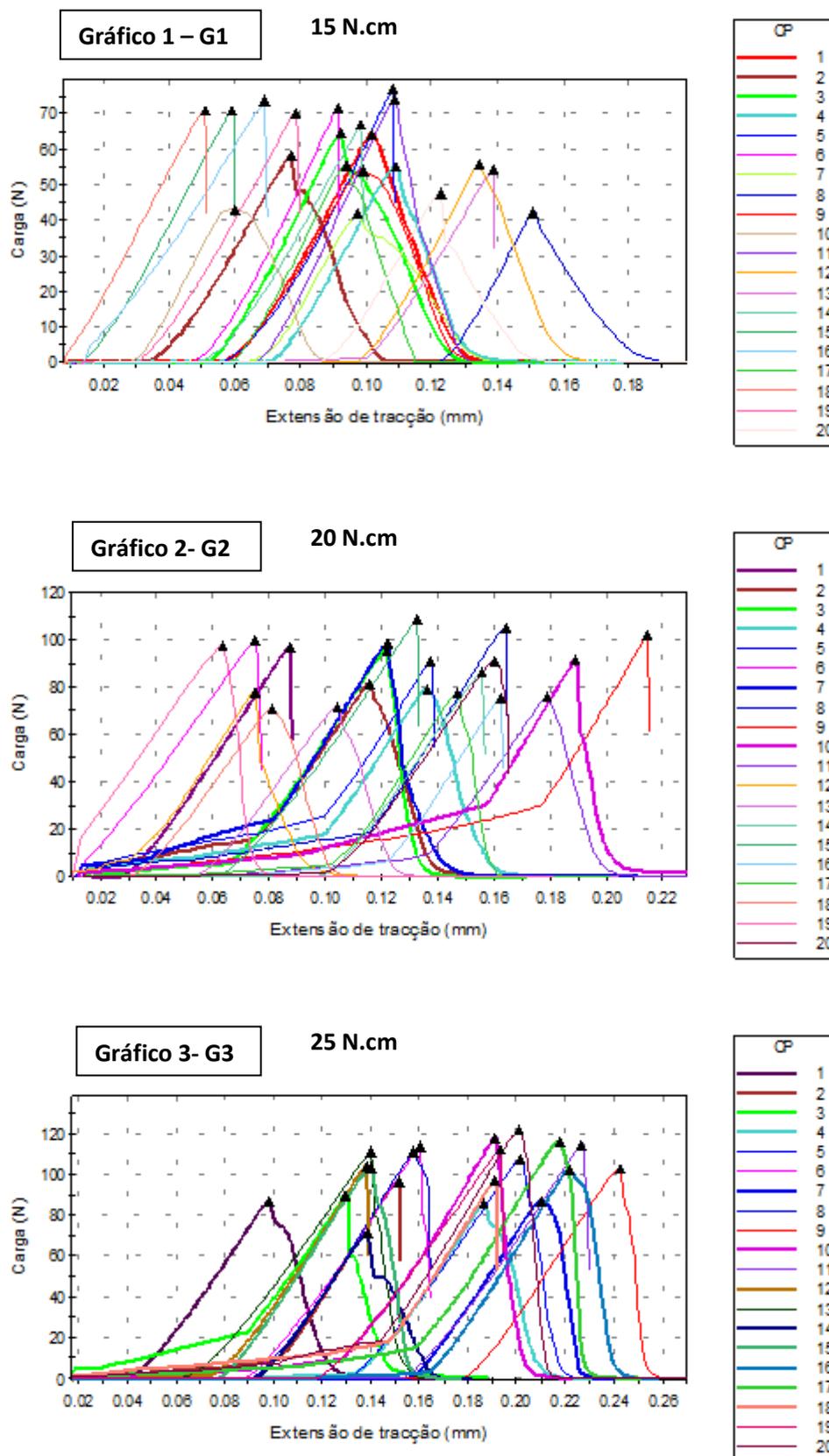
- (60) Munhao Universal CM Exact [114.358] LOTE [800.026.568]
- (60) Análogo do implante CM [101.058] LOTE [800.036.802]
- Torques de instalação = 15Ncm / 20Ncm / 25Ncm
- Máquina de Ensaio Universal Instron 3382 com célula de carga de 5 kN
- Dispositivo para PULL OUT

### **PARÂMETROS DE ENSAIO**

- Velocidade (mm/min) = 0,5
- Temperatura (°C) = 21,3
- Umidade (%) = 48,0

**Tabela 4** – Valores do “ Pull Out” do sistema CM adaptado sob 15, 20 e 25N.cm.

CP	Carga máxima (Ncm) <i>PULL OUT</i>		
	15Ncm	20Ncm	25Ncm
1	64,35	97,15	86,98
2	58,13	81,80	96,84
3	64,50	95,15	90,03
4	55,10	79,35	85,35
5	77,22	90,79	107,72
6	71,85	100,08	114,04
7	42,13	98,47	87,18
8	41,98	105,09	111,24
9	53,88	102,20	102,91
10	42,89	91,48	118,01
11	74,20	76,12	114,70
12	55,77	78,25	104,41
13	54,37	71,65	111,27
14	66,85	86,26	71,54
15	70,95	108,53	103,59
16	73,66	75,67	102,26
17	55,36	77,61	115,83
18	70,97	70,57	97,40
19	70,26	97,33	112,51
20	47,64	91,07	121,59
<b>Média</b>	<b>60,60</b>	<b>88,73</b>	<b>102,77</b>
<b>Desvio Padrão</b>	<b>11,41356</b>	<b>11,68644</b>	<b>13,16194</b>



**Gráficos 1/2/3** – Ensaio de PULL OUT do sistema CM adaptado sob 15, 20 e 25 N.cm.

7.3- Tabelas: Valores do **Destorque do Parafuso** das 20 amostras de cada grupo.

Tabela 5- Destorque do Parafuso G1

GRUPO <b>15 N.cm</b>	DESTORQUE DO PARAFUSO (N.cm)
1	17.94
2	17.05
3	15.82
4	18.12
5	16.68
6	17.02
7	20.11
8	19.39
9	15.92
10	18.72
11	18.47
12	19.67
13	<b>16.07</b>
14	13.55
15	18.25
16	17.32
17	15.61
18	18.41
19 MEV	<b>17.94</b>
20	17.63
MÉDIA	<b>17.48</b>
DESVIO PADRÃO	<b>1.58</b>

Tabela 6- Destorque do Parafuso G2

GRUPO <b>20 N.cm</b>	DESTORQUE DO PARAFUSO (N.cm)
1	17.52
2	22.15
3	20.61
4	19.40
5	21.24
6	23.59
7	24.34
8	20.44
9	22.17
10	19.35
11	20.33
12	21.74
13	24.28
14	19.98
15	17.36
16	21.86
17	19.19
18	23.32
19 MEV	<b>20.91</b>
20	23.49
MÉDIA	<b>21.16</b>
DESVIO PADRÃO	<b>2.05</b>

Tabela 7- Destorque do Parafuso G3.

<b>GRUPO 25 N.cm</b>	<b>DESTORQUE DO PARAFUSO (N.cm)</b>
1	28.09
2	29.39
3	23.57
4	31.00
5	30.93
6	30.93
7	25.92
8	28.27
9	26.06
10	27.48
11	20.54
12	22.70
13	25.63
14	27.78
15	22.36
16	23.56
17	24.67
18	27.78
19 <b>MEV</b>	<b>25.27</b>
20	26.37
<b>MÉDIA</b>	<b>26.42</b>
<b>DESVIO PADRÃO</b>	<b>2.97</b>

## ANÁLISE ESTATÍSTICA DOS ENSAIOS LABORATORIAIS:

Variáveis: Destorque do munhão, ângulo e carga máxima (*pull out*)

### 1. ANÁLISE ESTATÍSTICA

Os resultados obtidos no estudo foram expressos por médias, medianas, valores mínimos, valores máximos e desvios padrões. Para a comparação dos grupos definidos pelo torque (15N, 20N e 25N), em relação ao destorque do munhão, ângulo e carga máxima, foi considerado o modelo de análise de variância com um fator (ANOVA). O teste LSD (*least significant difference*) foi usado para as comparações múltiplas. A condição de normalidade das variáveis foi avaliada pelo teste de Kolmogorov - Smirnov. Valores de  $p < 0,05$  indicaram significância estatística. Os dados foram analisados com o programa computacional Statistica v.8.0.

### 2. RESULTADOS

#### 2.1 Variável: Destorque do Munhão

Testou-se a hipótese nula de que os grupos definidos pelo torque (15N, 20N e 25N) têm médias iguais de destorque do munhão, versus a hipótese alternativa de que pelo menos um grupo tem média diferente dos demais. Na tabela abaixo são apresentadas estatísticas descritivas de destorque do munhão de acordo com os grupos e o valor de  $p$  do teste estatístico.

TABELA 8 - VALORES DE DESTORQUE DO MUNHÃO EM N.cm

Grupo	Destorque do munhão (Ncm)						Valor de $p$
	n	Média	Mediana	Mínimo	Máximo	Desvio padrão	
15N	20	15,17	14,99	12,37	18,28	1,70	
20N	20	19,58	19,22	14,04	27,65	3,37	
25N	20	21,64	21,77	16,72	28,96	2,80	<0,001

Considerando-se que existe diferença significativa entre os grupos em relação à média do destorque do munhão, estes foram comparados dois a dois. Na tabela abaixo são apresentados os valores de  $p$  dos testes estatísticos.

TABELA 9- VALORES DE "p"

Grupos comparados	Valor de $p$
15N x 20N	<0,001
15N x 25N	<0,001
20N x 25N	0,020

Os resultados obtidos indicam que existe diferença significativa entre os grupos 15N e 20N ( $p < 0,001$ ), entre os grupos 15N e 25N ( $p < 0,001$ ) e entre os grupos 20N e 25N ( $p = 0,020$ ), em relação à média do destorque do munhão.

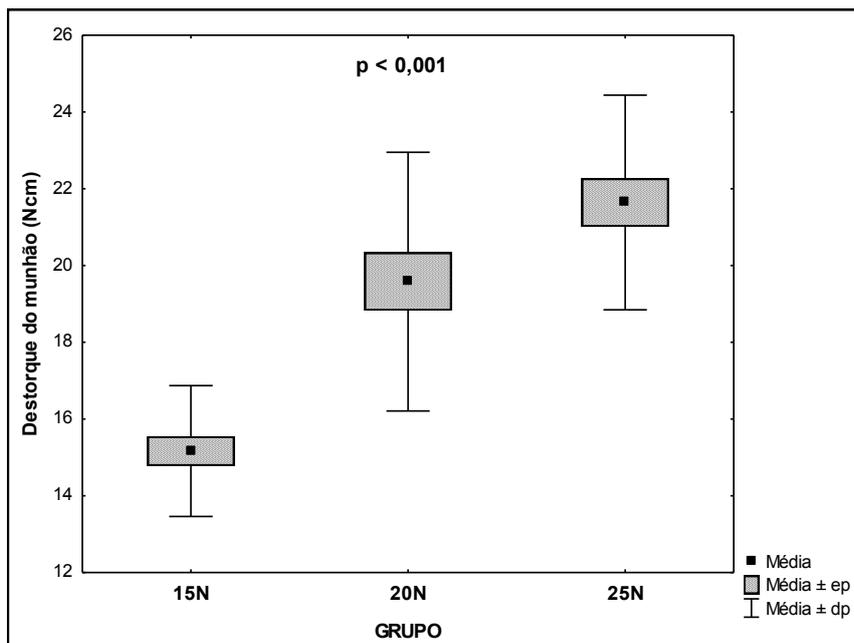


GRÁFICO 4- DESTORQUE DO MUNHÃO DO G1/G2/G3.

Observação: No gráfico acima, o ponto no centro representa a média do destorque do munhão para o grupo. A “caixinha” é determinada pela média menos um erro padrão e a média mais um erro padrão. O erro padrão expressa a variabilidade da média do grupo. As “barrinhas” são determinadas pela média menos um desvio padrão e a média mais um desvio padrão. O desvio padrão expressa a variabilidade de um corpo de prova para outro corpo de prova.

## 2.2 Variável: Ângulo

Testou-se a hipótese nula de que os grupos definidos pelo torque (15N, 20N e 25N) têm médias iguais do ângulo, versus a hipótese alternativa de que pelo menos um grupo tem média diferente dos demais. Na tabela abaixo são apresentadas estatísticas descritivas do ângulo de acordo com os grupos e o valor de  $p$  do teste estatístico.

TABELA 10- VALORES DO ÂNGULO NO ENSAIO DE DESTORQUE DO MUNHÃO

Grupo	Ângulo						Valor de $p$
	n	Média	Mediana	Mínimo	Máximo	Desvio padrão	
15N	20	0,83	0,76	0,39	1,89	0,37	0,015
20N	20	0,97	0,97	0,30	1,93	0,41	
25N	20	1,24	1,05	0,62	2,63	0,52	

Considerando-se que existe diferença significativa entre os grupos em relação à média do ângulo, estes foram comparados dois a dois. Na tabela abaixo são apresentados os valores de  $p$  dos testes estatísticos.

TABELA 11- VALORES DE “p”

Grupos comparados	Valor de $p$
15N x 20N	0,317
15N x 25N	0,005
20N x 25N	0,058

Os resultados obtidos indicam que, em relação à média do ângulo, existe diferença significativa entre os grupos 15N e 25N ( $p=0,005$ ) e existe uma tendência a diferença significativa entre os grupos 20N e 25N ( $p=0,058$ ). Não foi encontrada diferença significativa entre os grupos 15N e 20N ( $p=0,317$ ).

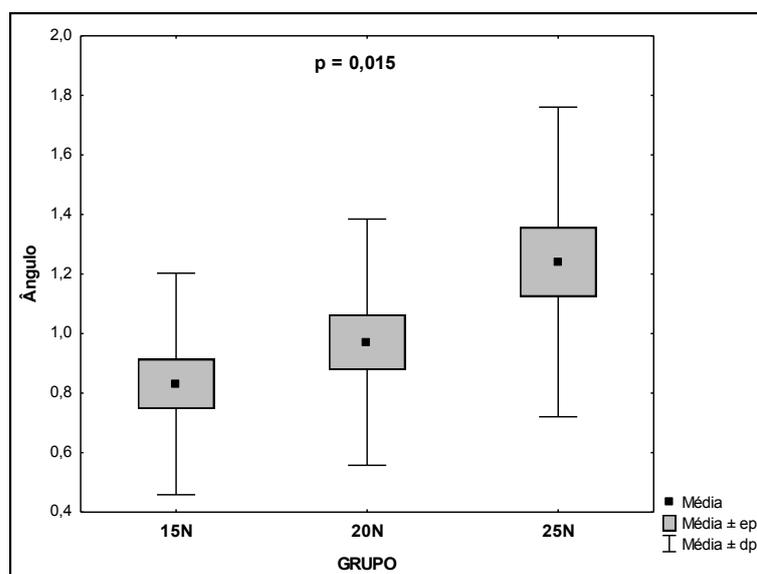


GRÁFICO 5- VALORES DO ÂNGULO DO G1/G2/G3

### 2.3 Variável: Carga Máxima (*Pull Out*)

Testou-se a hipótese nula de que os grupos definidos pelo torque (15N, 20N e 25N) têm médias iguais de carga máxima, versus a hipótese alternativa de que pelo menos um grupo tem média diferente dos demais. Na tabela abaixo são apresentadas estatísticas descritivas da carga máxima de acordo com os grupos e o valor de p do teste estatístico.

TABELA 12- VALORES EM Ncm do *PULL OUT* do G1/G2/G3

Tabela 1Grupo	Carga máxima (N)						Valor de p
	n	Média	Mediana	Mínimo	Máximo	Desvio padrão	
15N	20	60,6	61,2	42,0	77,2	11,4	
20N	20	88,7	90,9	70,6	109	11,7	
25N	20	102,8	104,0	71,54	121,6	13,2	<0,001

Considerando-se que existe diferença significativa entre os grupos em relação à média da carga máxima, estes foram comparados dois a dois. Na tabela abaixo são apresentados os valores de p dos testes estatísticos.

TABELA 13- VALORES DE “p”

Grupos comparados	Valor de p
15N x 20N	<0,001
15N x 25N	<0,001
20N x 25N	0,001

Os resultados obtidos indicam que existe diferença significativa entre os grupos 15N e 20N ( $p < 0,001$ ), entre os grupos 15N e 25N ( $p < 0,001$ ) e entre os grupos 20N e 25N ( $p = 0,001$ ), em relação à média da carga máxima.

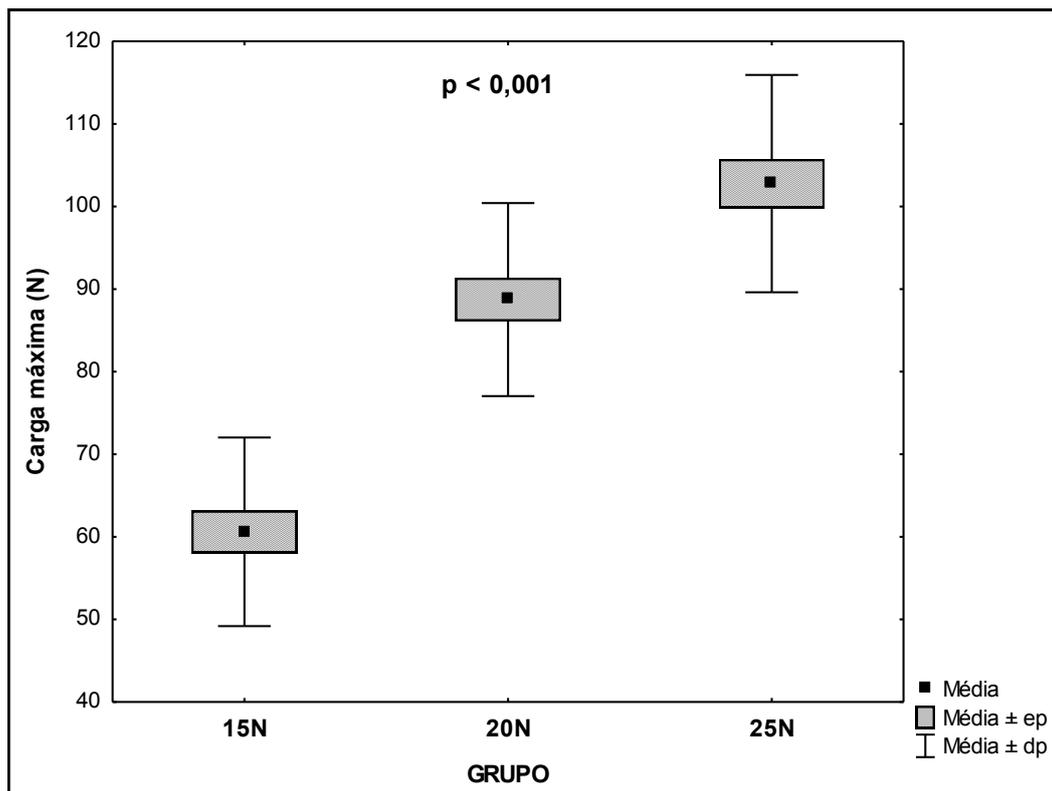


GRÁFICO 6- PULL OUT DO G1/G2/G3

## 2.4 Variável: Destorque do Parafuso

### 1. ANÁLISE ESTATÍSTICA

Os resultados obtidos no estudo foram expressos por médias, medianas, valores mínimos, valores máximos e desvios padrões. Para a comparação dos grupos definidos pelo torque (15N, 20N e 25N) em relação ao destorque do parafuso foi considerado o modelo de análise de variância com um fator (ANOVA). O teste LSD (*least significant difference*) foi usado para as comparações múltiplas. A condição de normalidade foi avaliada pelo teste de Kolmogorov-Smirnov. Valores de  $p < 0,05$  indicaram significância estatística. Os dados foram analisados com o programa computacional Statistica v.8.0.

### 2. RESULTADOS

#### Variável: Destorque do Parafuso

Testou-se a hipótese nula de que os grupos definidos pelo torque (15N, 20N e 25N) têm médias iguais de destorque do parafuso, versus a hipótese alternativa de que pelo menos um grupo tem média diferente dos demais. Na tabela abaixo são apresentadas estatísticas descritivas de destorque do parafuso de acordo com os grupos e o valor de  $p$  do teste estatístico.

TABELA 14- VALORES DO DESTORQUE DO PARAFUSO EM N.cm

Grupo	Destorque do parafuso (Ncm)						Valor de $p$
	n	Média	Mediana	Mínimo	Máximo	Desvio padrão	
15N	20	17,48	17,79	13,55	20,11	1,58	
20N	20	21,16	21,08	17,36	24,34	2,05	
25N	20	26,42	26,22	20,54	31,00	2,97	<0,001

Considerando-se que existe diferença significativa entre os grupos em relação à média do destorque do parafuso, estes foram comparados dois a dois. Na tabela abaixo são apresentados os valores de  $p$  dos testes estatísticos.

TABELA 15- VALORES DE “p”

Grupos comparados	Valor de $p$
15N x 20N	<0,001
15N x 25N	<0,001
20N x 25N	<0,001

Os resultados obtidos indicam que existe diferença significativa entre os grupos 15N e 20N ( $p < 0,001$ ), entre os grupos 15N e 25N ( $p < 0,001$ ) e entre os grupos 20N e 25N ( $p < 0,001$ ), em relação à média do destorque do parafuso.

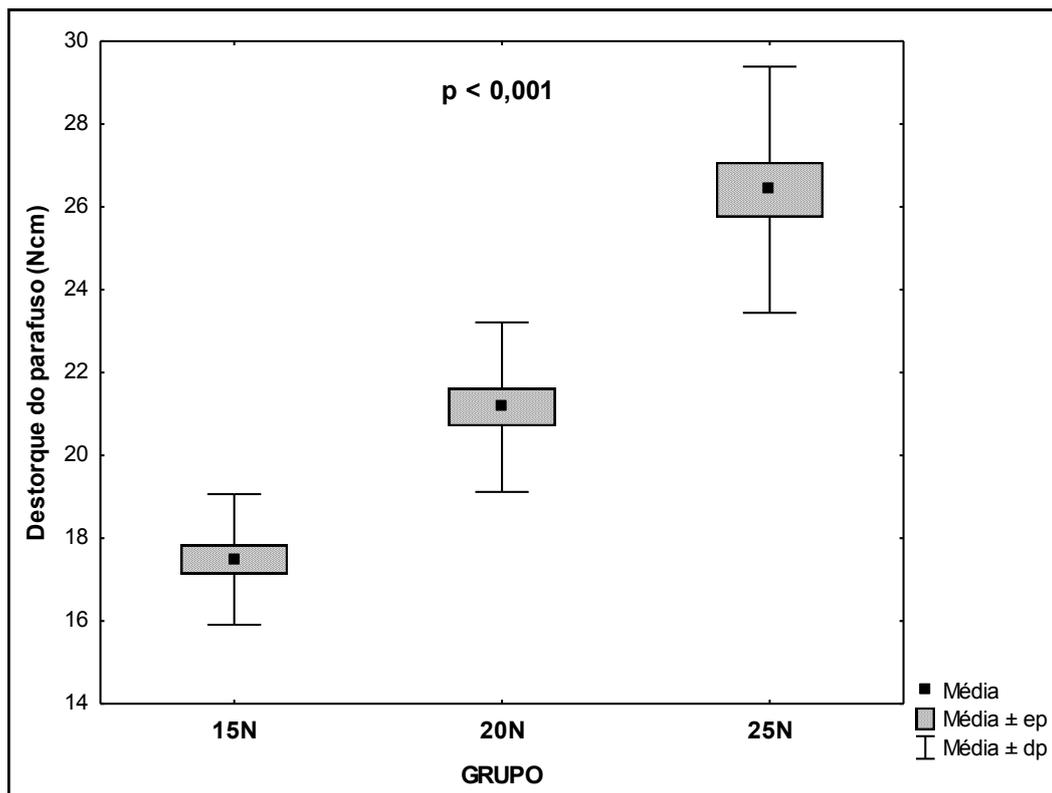


GRÁFICO 7 – DESTORQUE DO PARAFUSO DO G1/G2/G3

7.4.1 - Imagens de Microscopia Eletrônica de Varredura: dos componentes utilizados no Ensaio de destorção do parafuso e do munhão.

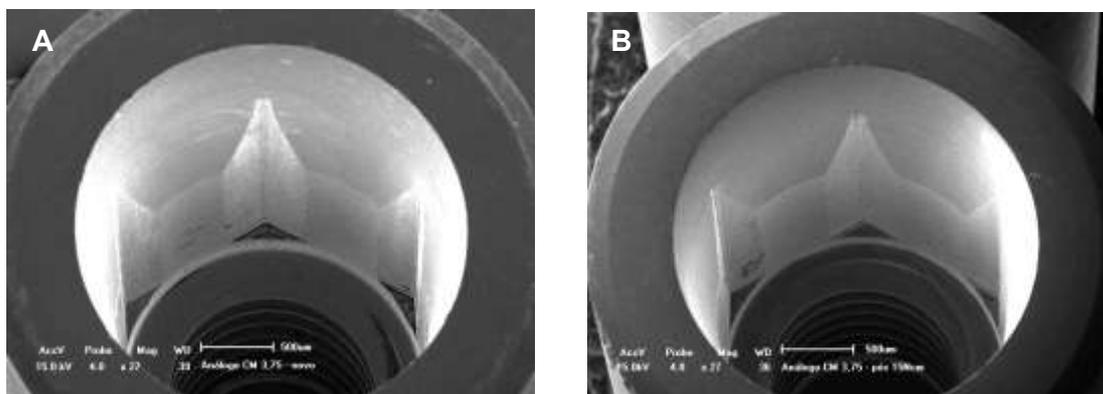


Figura 28- A- Imagem interna do análogo do G1 antes dos testes. B- Aspecto interno do análogo do G1 depois dos testes.

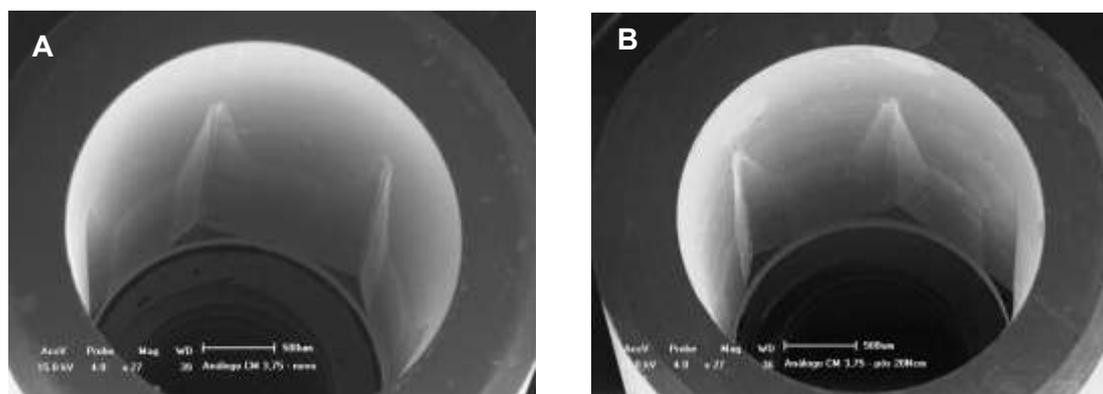


Figura 29- A- Imagem interna do análogo do G2 antes dos testes. B- Aspecto interno do análogo do G2 depois dos testes.

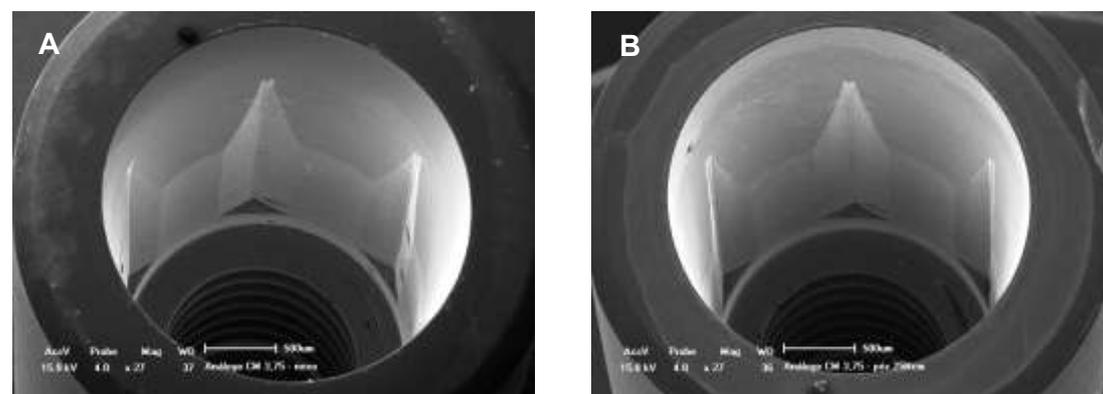


Figura 30: A- Imagem interna do análogo do G3 antes dos testes. B- Aspecto interno do análogo do G3 depois dos testes.

Cada chave hexagonal realizou 60 apertos/desapertos conforme o torque de cada grupo.

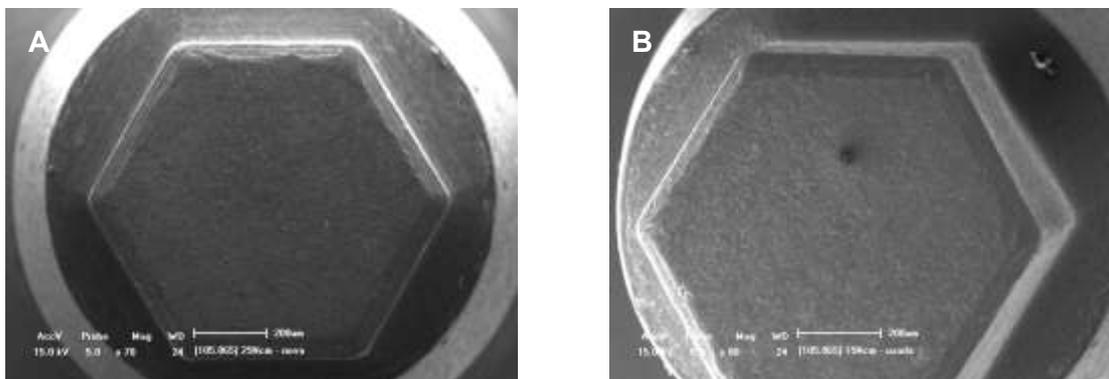


Figura 31- A- Imagem de uma chave hexagonal 0.9mm nova. B- Aspecto da chave hexagonal 0.9mm do G1 após os testes.

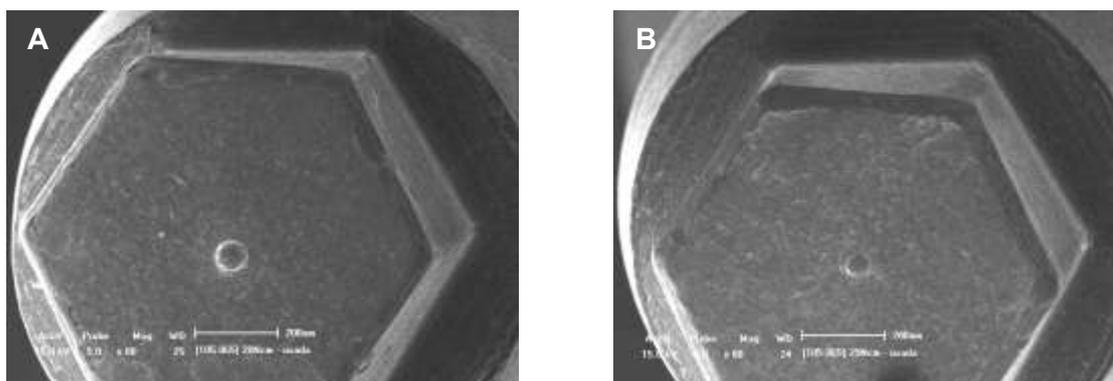


Figura 32- A- Aspecto da chave hexagonal 0.9mm do G2 após os testes.  
B- Aspecto da chave hexagonal 0.9mm do G3 após os testes.

Podemos observar aqui um pequeno desgaste da aresta da chave à medida que aumentamos o torque, mas mesmo no G3 a chave realizou todos os apertos/ desapertos de forma eficaz.

A seguir, temos as imagens da parte superior dos parafusos que receberam cada um “3” apertos/desapertos conforme o torque programado para cada grupo. Para cada grupo foram realizadas 6 imagens pelo MEV, que se mostraram equivalentes e aqui selecionamos uma de cada grupo.

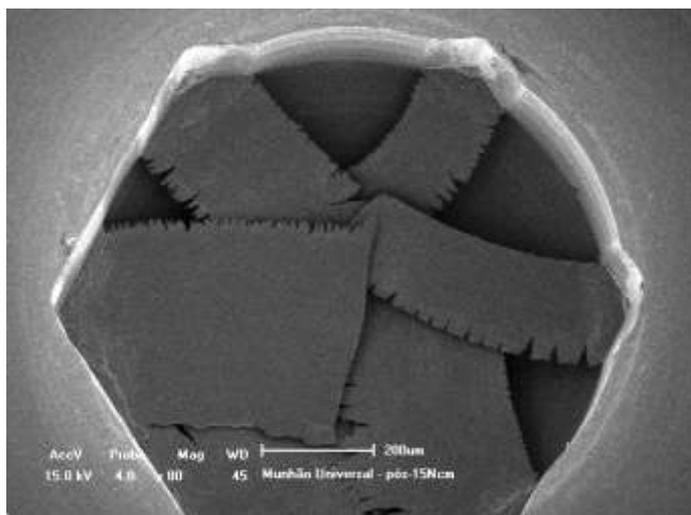


Figura 33- Imagem obtida no MEV da parte superior do parafuso do G1 após os testes - Aumento 80x.

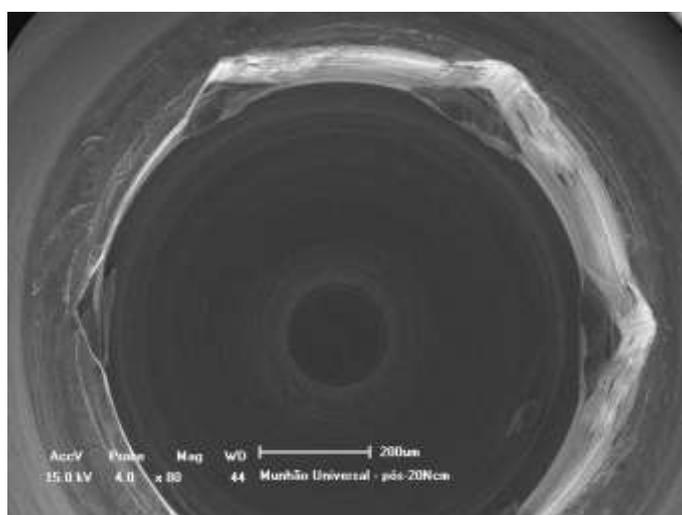


Figura 34- Imagem obtida no MEV da parte superior do parafuso do G2 após os testes - Aumento 80x.

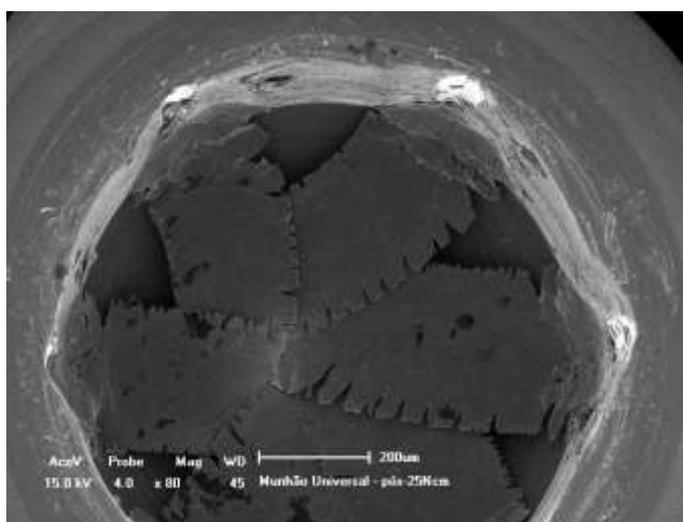


Figura 35- Imagem obtida no MEV da parte superior do parafuso do G3 após os testes - Aumento 80x.

Separados os munhões para o M.E.V., após a análise da cabeça do parafuso passante foi realizada a análise microscopia das roscas após o ensaio de cada grupo.

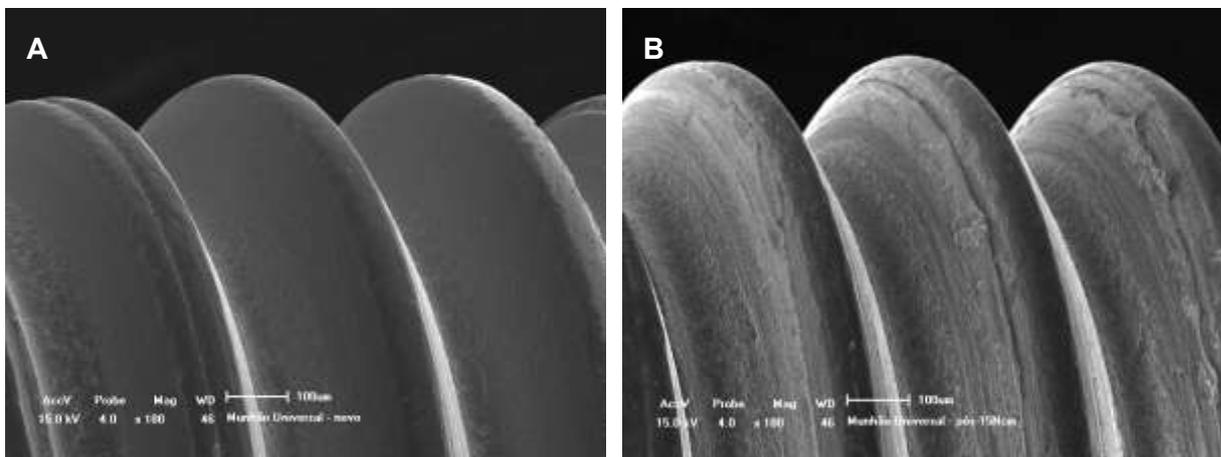


Figura 36- A- Imagem obtida no MEV de uma região das roscas de um parafuso antes do uso. Aumento de 100x. B- Aspecto das roscas de um parafuso do G1, após os testes. Aumento 100x.

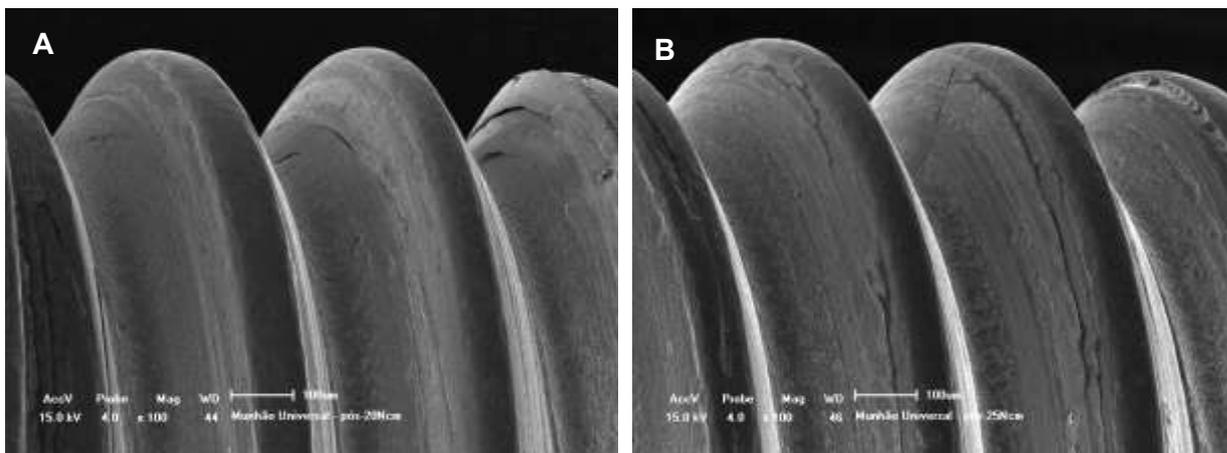


Figura 37- A- Aspecto das roscas de um parafuso do G2, após os testes. Aumento 100x. B- Aspecto das roscas de um parafuso do G3, após os testes. Aumento 100x.

7.4.2- Imagens pelo MEV dos parafusos do munhão Exact após o ensaio do *Pull Out*, cada parafuso aqui recebeu apenas “1” aperto /desaperto. Foram realizadas imagens de 3 parafusos de cada grupo.

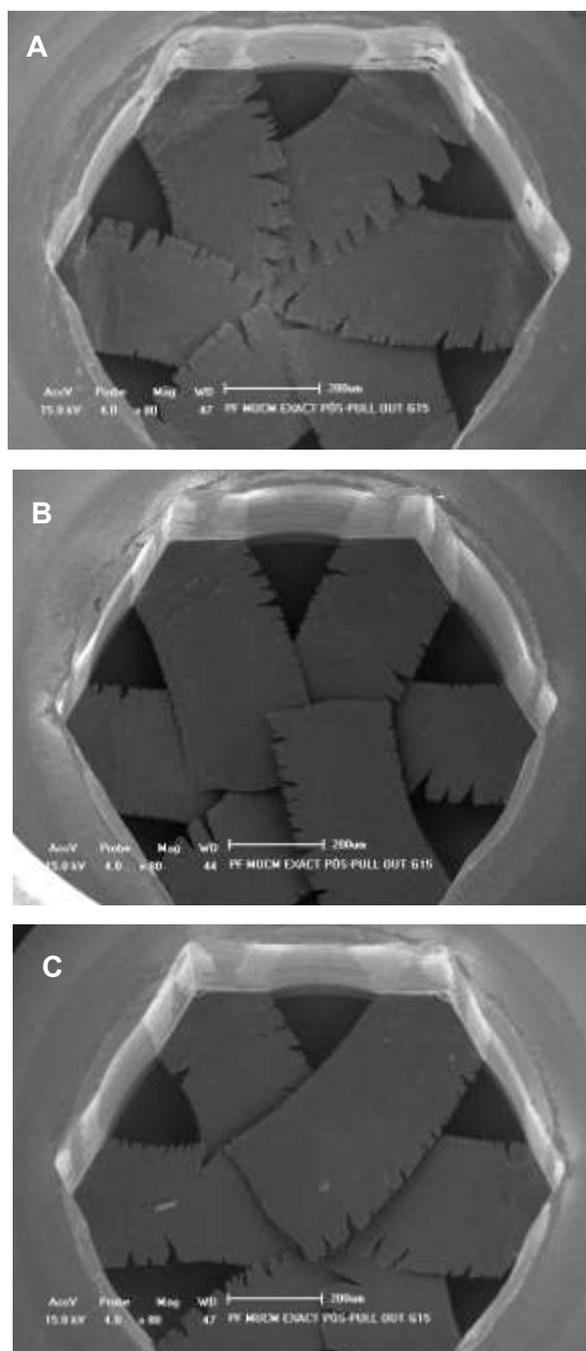


Figura 38- A/B/C -Imagem obtida no MEV da parte superior do parafuso do **G1** do munhão Exact após o teste - Aumento 80x.

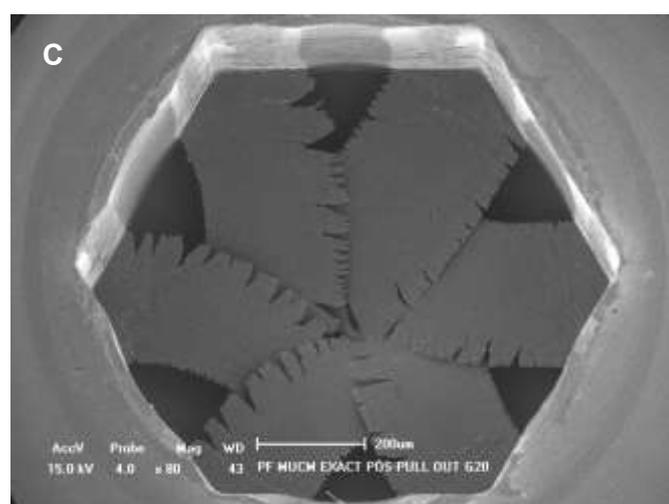
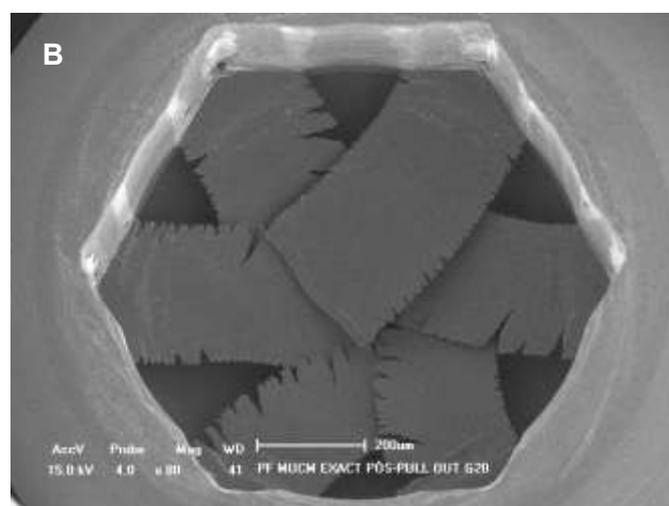
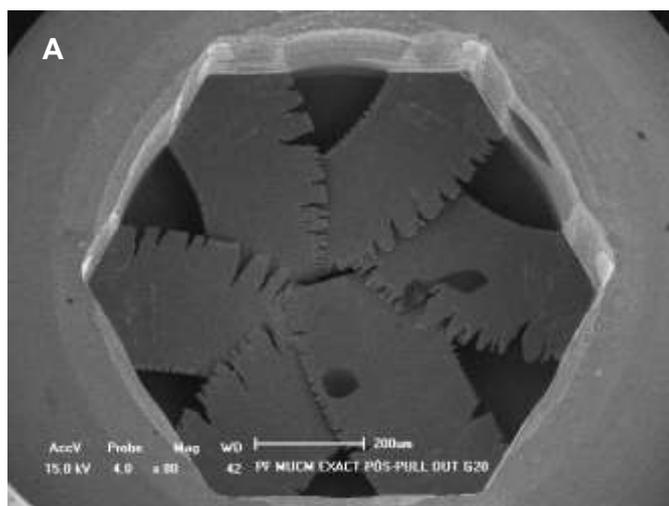


Figura 39 - A/B/C - Imagem obtida no MEV da parte superior do parafuso do **G2** do munhão Exact após o teste - Aumento 80x.

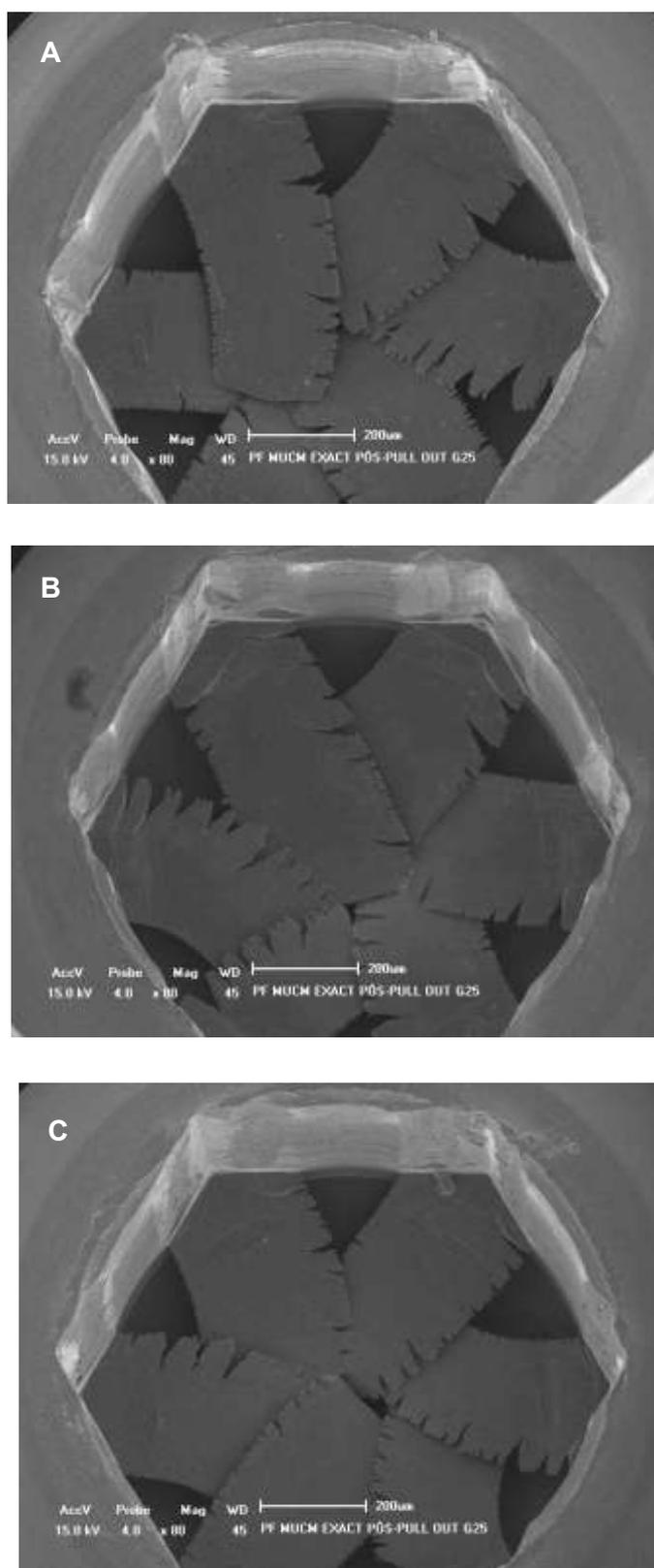


Figura 40- A/B/C- Imagem obtida no MEV da parte superior do parafuso do **G3** do munhão Exact após o teste - Aumento 80x

8. Anexo:

Artigo 1: Normas da Revista International Journal of Prosthodontics

<http://www.quintpub.com/journals/ijp/authorguide.pdf>

Artigo 2: Normas da Revista Implant News

<http://www.implantnews.com.br/pdf/Normas.pdf>