

**AVALIAÇÃO DAS CONDIÇÕES DE FALHA DE IMPLANTE,  
PARAFUSO DE PILAR E PILAR APÓS ENSAIO MECÂNICO DE  
RESISTÊNCIA À FRATURA.**

THIAGO DE ALMEIDA PRADO NAVES CARNEIRO<sup>1</sup> MARCEL SANTANA  
PRUDENTE<sup>2</sup> JOÃO PAULO DA SILVA-NETO<sup>3</sup> FLÁVIO DOMINGUES DAS  
NEVES<sup>4</sup>

**RESUMO**

O sucesso biomecânico dos sistemas de implantes é dependente, entre outros do diâmetro da fixação e das junções protéticas sobre a mesma, o carregamento excessivo pode levar a falhas mecânicas. O objetivo deste estudo foi avaliar as condições de falha de amostras com: implante, parafuso de pilar e pilar após ensaio mecânico de resistência à fratura. Três grupos de implantes cilíndricos (n=9) foram utilizados: HER, junção hexagonal externa regular (3,75 mm diâmetro); HEE, junção hexagonal externa, estreito (3,3mm) e CM, junção cônica interna (3,5mm). Nestes três grupos os implantes foram inseridos com uma exposição de 4,0mm até a plataforma simulando reabsorção óssea acentuada. Por meio do ensaio de flexão, foi aplicada uma força perpendicular ao longo eixo do implante, até que devido à flexão ou fratura não houvesse mais nenhuma resistência. Após o ensaio, as amostras foram fixadas em uma placa-base de acrílico e cortadas longitudinalmente em seu longo eixo. Após este processo, as amostras foram fotografadas e avaliadas quantitativa e qualitativamente com relação a sua deformação. Os dados obtidos foram analisados estatisticamente, utilizando o teste de Friedman e Análise de Variância em fator único. Os resultados mostraram que embora a carga máxima para finalizar o ensaio tenha sido diferente para os três grupos, a análise quantitativa das condições de falha das amostras, mostrou não haver diferenças estatisticamente significantes nem intra nem inter grupos. No entanto, ao analisar qualitativamente, foi observado um maior número de fissuras no grupo HEE.

**Palavras-Chave:** Implantes, Junção Pilar/Implante, Resistência à fratura, Diâmetro, Biomecânica

---

1. Aluno de graduação da Faculdade de Odontologia. Universidade Federal de Uberlândia Participa do PIBIC/UFU/CNPq através uma bolsa concedida ao Projeto n°.: D-028/2008. Rua João Severiano Rodrigues da Cunha n° 131. Bairro Karaíba. Uberlândia. Minas Gerais. CEP – 38411-178. thiago\_paulista\_@hotmail.com

2. Aluno de graduação da Faculdade de Odontologia. Universidade Federal de Uberlândia. Rua Simão Pedro nº856. Bairro Pacaembu. Uberlândia. Minas Gerais. CEP – 38401- 499
3. Aluno de mestrado do Programa de Pós-Graduação em Odontologia. Universidade Federal de Uberlândia. Avenida Matogrosso nº3444. Bairro Umuarama. Uberlândia. Minas Gerais. CEP -38400-000. joaop\_net@yahoo.com.br
4. Professor adjunto IV da Faculdade de Odontologia. Universidade Federal de Uberlândia. Rua Francisco Sales nº 335. Martins. CEP - 38400-440. Uberlândia. Minas Gerais. neves@triang.com.br

**EVALUATION OF FAILURE CONDITIONS OF IMPLANT,  
ABUTMENT SCREW, AND ABUTMENT AFTER RESISTANCE TO  
FRACTURE MECHANICAL TESTING.**

THIAGO DE ALMEIDA PRADO NAVES CARNEIRO, MARCEL SANTANA  
PRUDENTE, JOÃO PAULO DA SILVA-NETO, FLÁVIO DOMINGUES DAS  
NEVES

**ABSTRACT**

The aim of this study was to evaluate the conditions of samples with: implant, abutment screw and abutment after resistance to fracture mechanical testing. Three groups of cylindrical implants (n = 9) were used: HER, regular external hexagonal junction (3.75 mm diameter); HEE, narrow external hexagonal junction(3.3 mm) and CM, internal conical junction (3.5 mm); in these three groups, the implants were inserted with an exposure of 4mm up to the platform simulating severe bone resorption. A perpendicular force was applied to the long axis of the implant in mechanical testing machine, until the abrupt fall of resistance. After the test, the samples were fixed on an acrylic base and cut lengthwise in its long axis. After this process, the samples were photographed and evaluated quantitatively and qualitatively. The data were statistically analyzed on a non-parametric test using ANOVA One way and Friedman test. The results showed that although the maximum load to complete the test was different for the three groups, no statistically significant differences were found when analyzed the samples separately. This also occurred when the groups was separately analyzed. However, in the qualitative analysis, there were a higher number of cracks in the HEE group.

**Key-Words:** Dental Implants, Abutment/Implant junction, Resistance to fracture, Diameter, Biomechanics

## INTRODUÇÃO

A popularização dos implantes odontológicos levou ao surgimento de muitas empresas produtoras do sistema hexagonal externo, mas com diferentes tolerâncias de fabricação (Schulte, 1994; Binon, 1995, 1996, 2000; Ma *et al.*, 1997). A função inicial dos hexágonos externos dos implantes era transmitir torque na inserção cirúrgica e posteriormente passou a atuar como mecanismo anti-rotacional e orientação dos pilares em próteses unitárias. Embora estes implantes tenham sido os mais comumente projetados e desenvolvidos por várias empresas deste segmento em todo o mundo, possíveis falhas por fadiga ou sobrecarga podem ocorrer. Algumas das complicações mecânicas mais relatadas são desapertos ou fraturas de parafusos de pilar e de próteses (Adell *et al.*, 1981; Sones, 1989; Haas *et al.*, 1995; Jemt *et al.*, 1996; Goodacre *et al.*, 2003). Hábitos parafuncionais podem ser fatores de risco relacionados à fratura de implantes e desaperto de parafusos e podem originar carregamentos oclusais descontrolados e excessivos (Becker & Becker, 1995).

O resultado de um tratamento satisfatório com implantes depende

basicamente do equilíbrio entre os fatores biológicos e mecânicos. Os mecânicos, associam-se à estabilidade da conexão implante/parafuso/intermediário protético (Goodacre, 1999; Neves *et al.*, 2005).

Dependendo do grau de desadaptação da estrutura protética sobre os implantes, podem ocorrer complicações biológicas incluindo reação adversa dos tecidos circundantes, dor, reabsorção óssea periimplantar e até perda da osseointegração (Adell *et al.*, 1981; Carlson & Carlsson, 1994), e mecânicas desde a fratura do parafuso de fixação, fratura da peça protética (espessura inadequada), fratura de implantes (Naert *et al.*, 1992; Zarb & Schmitt, 1990).

A partir destas afirmações torna-se primordial que as empresas determinem as tolerâncias de usinagem dos implantes e dos componentes e ainda que estas tolerâncias estejam em níveis aceitáveis para o sucesso das próteses sobre implantes.

Para a inserção de implantes várias características são observadas, entre elas a quantidade e a espessura óssea da área a ser restaurada. Muitas vezes esta espessura óssea não permite a

inserção de implantes regulares, necessitando de implantes estreitos quando não se realiza enxertos ósseos. Além disso, quando o espaço protético entre os dentes adjacentes é pequeno, como na maioria dos casos de incisivos laterais superiores e de incisivos inferiores, os implantes estreitos de diâmetros em torno de 3,0mm são a única alternativa. Entretanto o potencial de fratura é aumentado. Na busca da solução deste problema, as indústrias vêm desenvolvendo novas formas de implantes, visando aumentar sua resistência. Um exemplo é o implante cone Morse 3,5mm da Neodent. Este implante é derivado do implante Ankylos de mesmo diâmetro que tem por objetivo ser mais resistente que os estreitos convencionais de 3,3 ou 3,25mm da maioria das empresas.

O ensaio de resistência mecânica à fratura (flexão) destes implantes cone morse mostrou valores semelhantes ao grupo dos implantes regulares e superiores aos estreitos frequentemente utilizados. Resta saber se as condições de falha observadas nas amostras após os ensaios foram semelhantes ou não.

A incidência de fratura de implante é pequena, porém existem relatos na literatura relacionados unicamente ao hexágono externo regular as causas podem ser: defeitos na

forma ou material do implante, adaptação não passiva da infra-estrutura protética e sobrecarga biomecânica e/ou fisiológica. A maioria dos pacientes relata desaperto ou fratura de parafuso de pilar ou de prótese antes da fratura do implante (Balshi, 1996; Weinberg, 1993; Eckert *et al.*, 2000; Neves *et al.*, 2005).

O ensaio de resistência à fratura é um importante método de avaliação da carga máxima suportada pelo implante, possibilitando a análise comparativa da resistência entre diferentes tipos de implantes. Entretanto, a análise das amostras após os ensaios pode apontar diferentes condições de falhas. O tipo e a localização destas podem trazer importantes informações sobre o comportamento clínico futuro destes implantes. Diante da ausência de estudos laboratoriais, que investiguem as condições de falhas após os ensaios de flexão, o propósito deste estudo foi avaliar individualmente as amostras após os ensaios mecânicos de flexão, buscando alguma correlação de tipo, localização e intensidade de trincas com os resultados obtidos nos ensaios anteriores.

## **MATERIAIS E MÉTODOS**

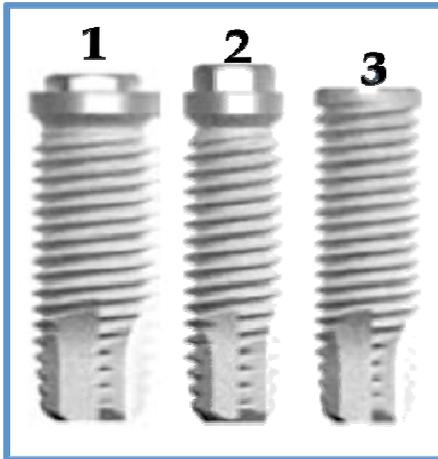
O experimento foi realizado no Laboratório Integrado de Pesquisa Odontológica – LIPO, da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia (FOUFU).

Para cada um dos três grupos, foram utilizados nove implantes cilíndricos (NEODENT<sup>®</sup>, Curitiba-PR, Brasil), diferenciando junção e diâmetros dos implantes. Estes implantes foram inseridos em um dispositivo de aço que foi fixado à máquina de ensaio mecânico (EMIC, 2000DL, São José dos Pinhais, Brasil) por meio de um torno acoplado à base. Os implantes dos três grupos foram inseridos ao dispositivo com comprimento exposto de 4,0mm. Em todos os implantes foram acoplados os pilares correspondentes, e nestes foi aplicado carregamento perpendicular ao longo eixo do implante, a 2,0mm da borda superior do pilar.

Para a análise comparativa, foram utilizados 27 implantes cilíndricos (NEODENT<sup>®</sup>, Curitiba-PR, Brasil), divididos em 3 grupos (Figura 1): Hexágono Externo Regular [HER]; implante com hexágono externo, com diâmetro de 3,75mm e 11mm de comprimento (ref. 109285); com nove pilares anti-rotacionais “munhão universal” de 4,5 x 6,0 x 1,0mm e parafusos de titânio, com comprimento

exposto de 4mm até a plataforma; Hexágono Externo Estreito [HEE]; implante com hexágono externo, diâmetro de 3,3mm e 11mm de comprimento (ref. 109141); com nove pilares anti-rotacionais “munhão personalizado” de 3,3 x 4,5mm e parafusos de titânio, com comprimento exposto de 4mm até a plataforma; Cone Morse [CM]: implante tipo cônico interno, com diâmetro de 3,5mm e 11mm de comprimento (ref. 109559); com nove pilares “munhão universal” de 4,5 x 6,0 x 1,5mm e parafuso passante, com comprimento exposto de 4mm até a plataforma. Os implantes foram posicionados em uma película radiográfica periapical, perfurada ao centro, de tal forma que os mesmos fossem fixados no eixo longitudinal, pelo pescoço do implante. Uma cera fundida foi colocada em torno do pescoço do implante, e um tubo de PVC de 20 mm de altura e 14 mm de diâmetro foi posicionado sobre a película radiográfica, de maneira que o corpo do implante ficasse no interior deste tubo. Em torno desse tubo, foi colocada cera fundida para fixação do mesmo e impedir o extravasamento da resina no momento da inclusão. A porção interna do tubo de PVC foi lubrificada em toda sua extensão. Para a inclusão, a resina de poliestireno foi

manipulada, com proporção de 100g para 30 gotas de catalisador. Manipulou-se o material por 2 minutos e o inseriu no interior do tubo de PVC,



**Figura.1**

Implantes utilizados na pesquisa: (1) grupo HER: implante cilíndrico hexagonal externo regular – 3,75mm, (2) grupo HEE: implante cilíndrico hexagonal externo estreito – 3,3mm e (3) grupo CM: implante cilíndrico, cone Morse – 3,5mm.

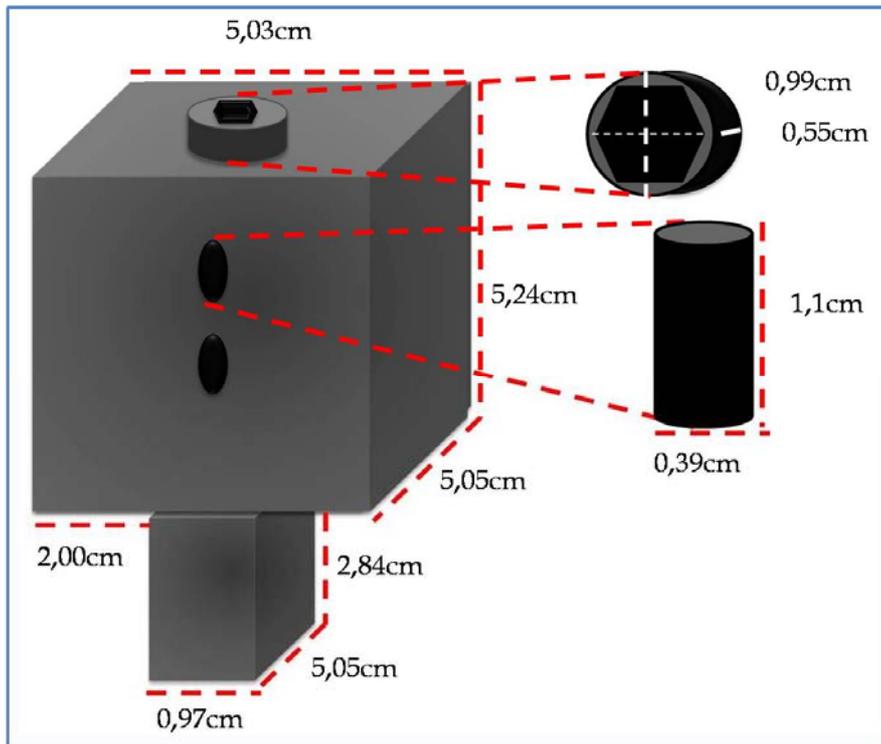
incluindo todo o corpo do implante. Esperou-se presa total da resina por 2 horas para remoção da amostra.

### Dispositivo experimental

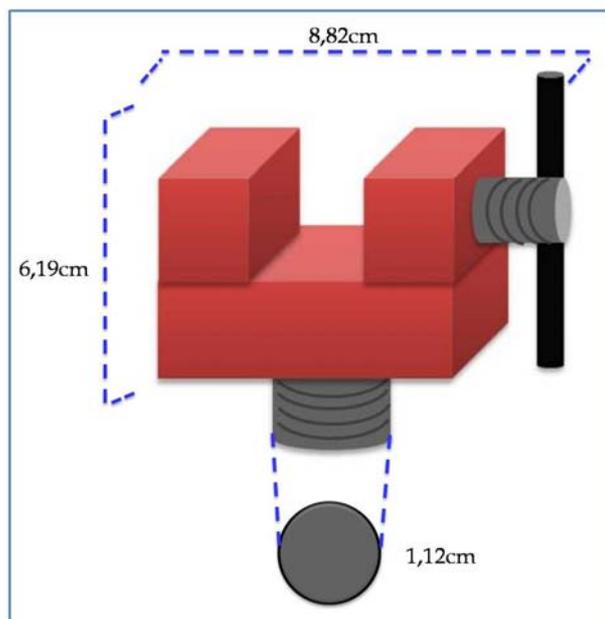
Para a realização do ensaio mecânico de força máxima, cada implante foi posicionado em uma estativa metálica (SERRA, 2004), dispositivo de aço fabricado para estabilização do implante (Figuras 2 e 3), constituído por base com adaptador para encaixe em torno ou morsa (Western, China) (Figura 4) que foi fixado na plataforma da máquina de ensaio mecânico (EMIC – 2000DL, São José dos Pinhais, Paraná, Brasil) (Figura 5).



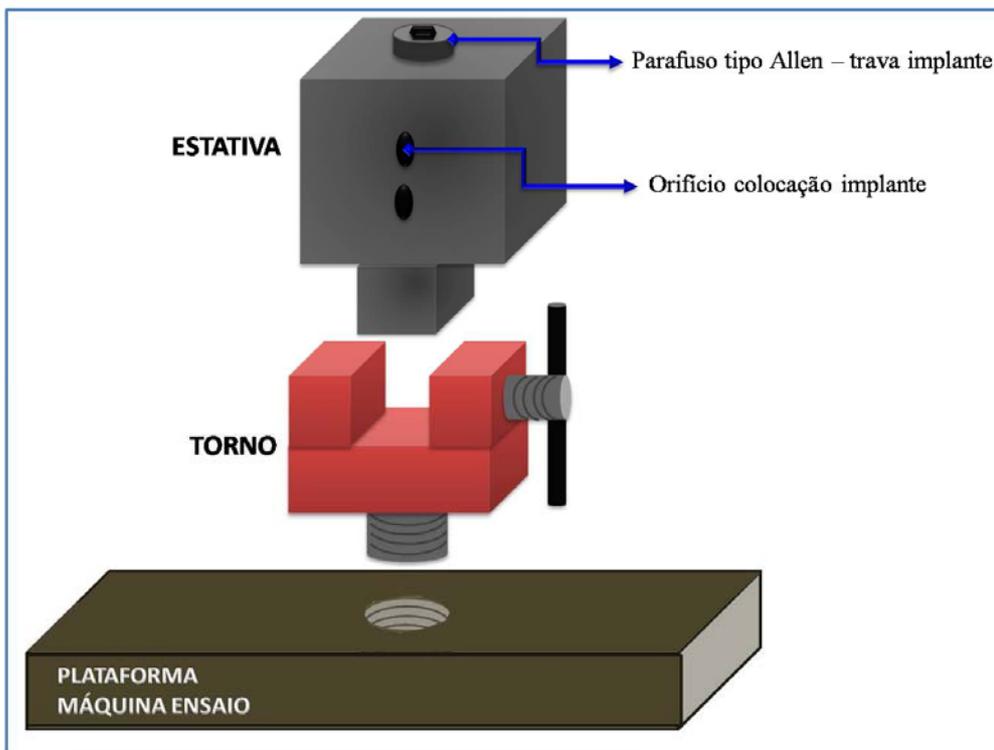
**Figura 2.** Dispositivo de aço para estabilização dos implantes – estativa: a) vista lateral, b) vista oblíqua e c) vista frontal.



**Figura 3.** Desenho esquemático mostrando medidas estativa.



**Figura 4.** Desenho esquemático mostrando medidas morsa.



**Figura 5.** Desenho esquemático mostrando padronização na fixação da estativa à máquina de ensaio mecânico.

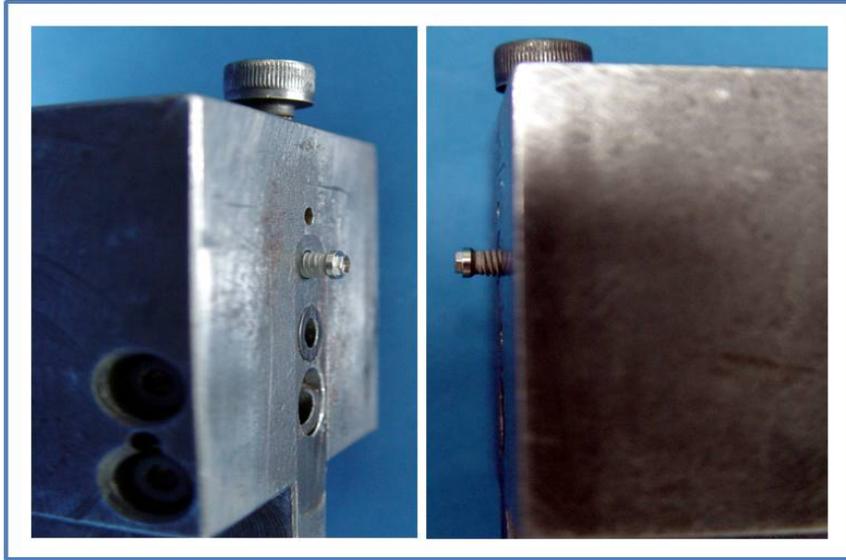
Na estativa, foi confeccionado um orifício de diâmetro ligeiramente superior ao diâmetro dos implantes. Após a inserção dos implantes neste orifício, um parafuso tipo Allen foi posicionado à torreta da estativa perpendicularmente, funcionando como trava de compressão, impedindo a movimentação. O travamento destes implantes foi analisado no exame macroscópico dos corpos-de-prova (CP's) pela marca de

compressão do parafuso Allen no corpo dos implantes.

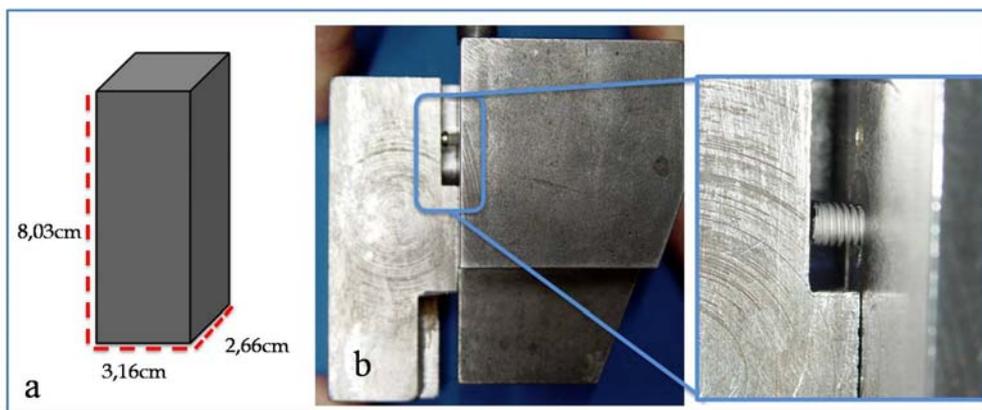
Para os grupos HER, HEE e CM, a torre vertical da estativa foi deslocada 8 mm do centro da base da máquina de ensaio permitindo que o implante ficasse com uma porção coronária exposta de 4mm quando inserido no orifício, simulando reabsorção acentuada da crista óssea marginal, deixando o implante mais vulnerável à fratura (figura 6). Para isso, um gabarito foi utilizado para

padronizar o posicionamento de inserção do implante na estativa, fazendo com que só o corpo do implante sofresse com os esforços da máquina, sem gerar interferência do pilar protético. Foi padronizado também

que o diâmetro nominal ficaria no nível da base da estativa (figura 7).



**Figura 6.** Posicionamento dos implantes, com corpo exposto de 4,0mm até plataforma.



**Figura 7.** Estativa para padronização do posicionamento dos implantes com corpo exposto de 4mm até plataforma e comprimento nominal na altura da estativa..

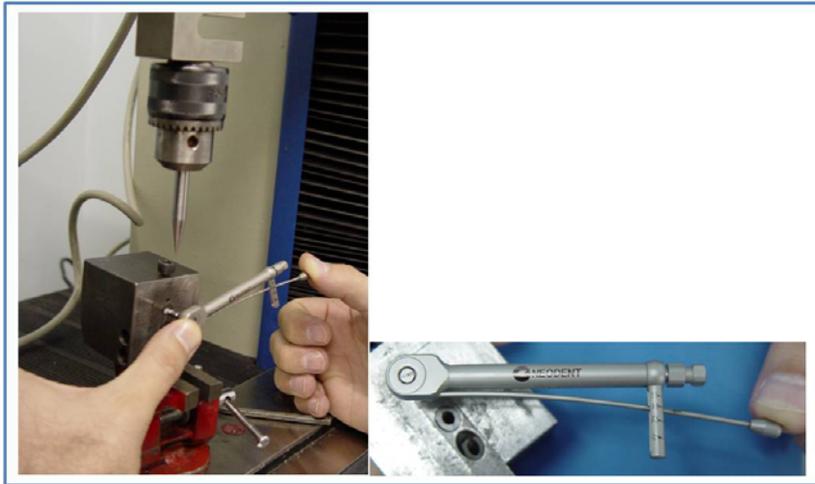
### Ensaio mecânico

Após o posicionamento dos implantes (Figura 6), a estativa foi posicionada na máquina de ensaio mecânico (EMIC, 2000DL, São José dos Pinhais, Brasil) (Figura 8a). Os pilares foram instalados com a chave digital e posteriormente receberam torque segundo orientação do fabricante

(figura 9). O conjunto pilar/implante foi submetido a carregamento de flexão por meio de célula de carga de 500KN (KN500, EMIC, São José dos Pinhais, Paraná, Brasil) por meio de ponta aplicadora de carga fabricada em aço (Figura 8b e Figura 10), com velocidade de 0,5mm/min. A ponta aplicadora de carga foi posicionada a 2,0mm da porção superior dos pilares.



**Figura 8.** (a) máquina de ensaio mecânico (EMIC, 2000DL São José dos Pinhais, Brasil), (b) célula de carga de 500KN e ponta aplicadora acoplada.



**Figura 9.** Aplicação de torque aos parafusos dos pilares segundo instruções do fabricante.

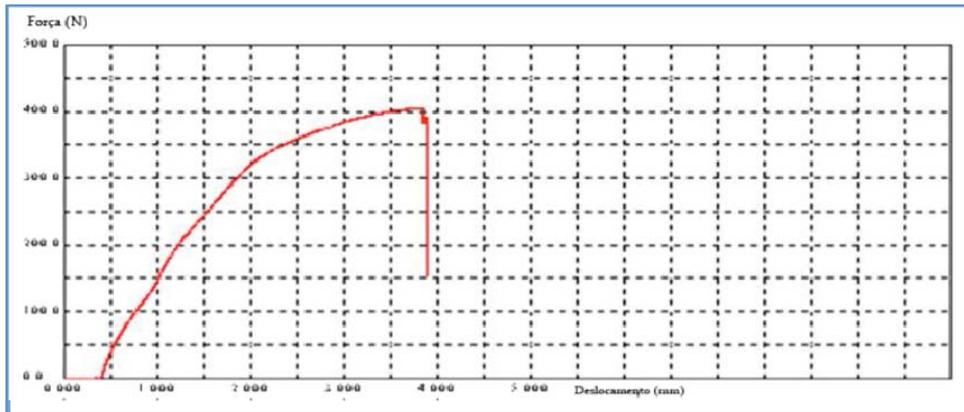


**Figura 10.** Conjunto pilar/implante submetido a carregamento de flexão.

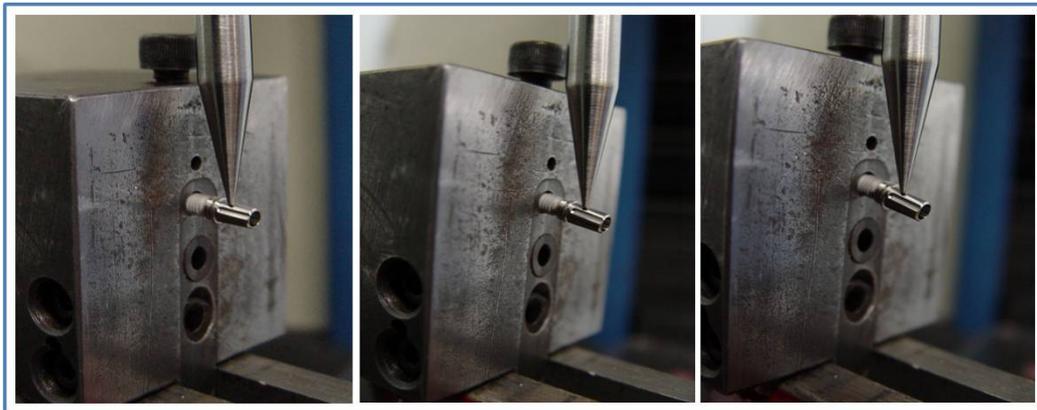
Após cada ensaio, as regulagens e o alinhamento da ponta aplicadora de carga foram conferidos.

O computador acoplado à célula de carga foi programado para registrar as forças exercidas durante a flexão do sistema implante/componente protético (N). O comportamento mecânico do implante foi registrado no computador

na forma de curvas força (N) x deslocamento (mm) (figura 11). A máquina foi programada para interromper o ciclo de ensaio quando ocorresse uma deformação acima de 5,0 mm ou queda abrupta da resistência oferecida pelo material ensaiado, denotando fratura do implante (figura 12).



**Figura 11.** Gráfico gerado pelo programa (TESC, EMIC) na forma de curva de força (N) x deslocamento (mm).



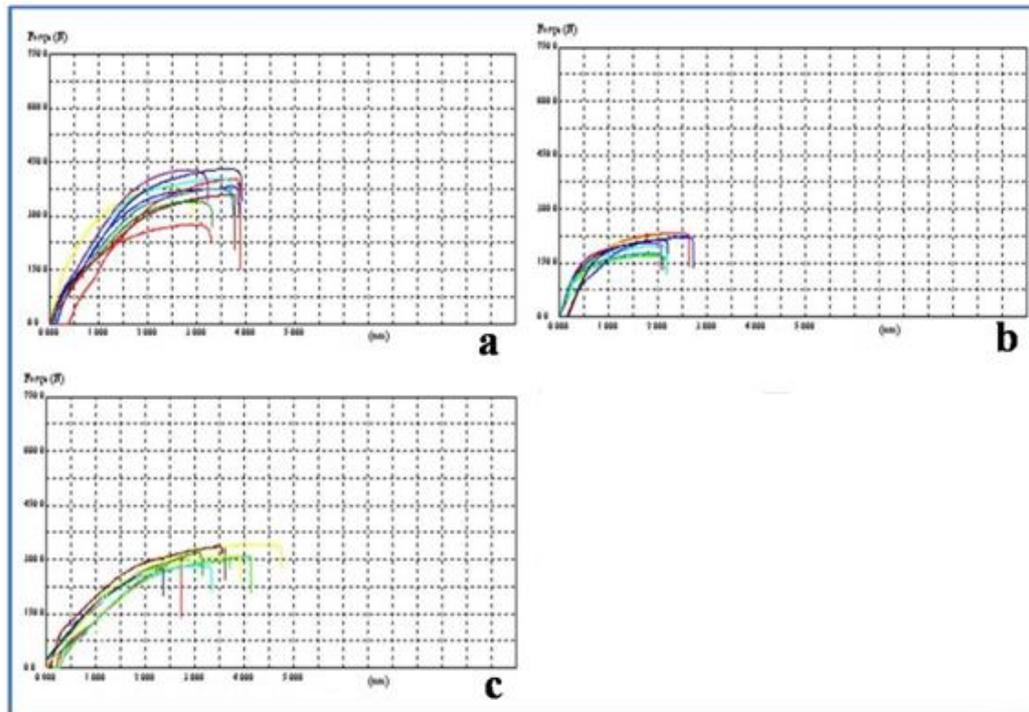
**Figura 12.** Ensaio mecânico até queda abrupta da resistência.

Durante os ensaios, o computador gerenciador da ME-EMIC foi registrando o desempenho mecânico de cada CP na forma de curvas de desempenho, em gráfico de cada implante do grupo ensaiado. Os gráficos foram construídos pelo software (TESC; EMIC) de gerenciamento da máquina de ensaios.

Após o ensaio, o sistema implante/componente protético foi removido da estativa, foi realizada a identificação dos mesmos e exame macroscópico, para verificação da marca de compressão do parafuso tipo Allen no corpo do implante (ausência de deslizamento).

Cada amostra foi apresentada como corpo-de-prova de 1 a 9 (CP1 a CP9), sendo que as curvas foram traçadas levando-se em conta a força

aplicada pela máquina (N) versus deslocamento do implante (de 0 a 5,0mm).

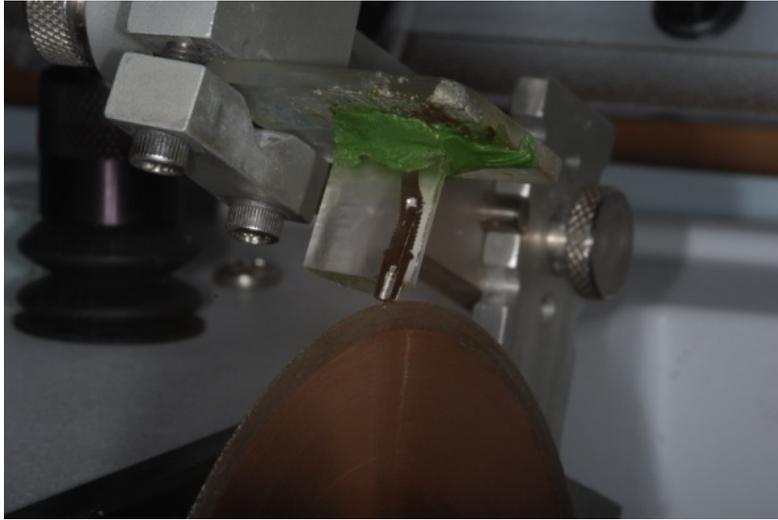


**Figura 13.** Gráficos finais das curvas (N x mm) gerados pelo programa (TESC, EMIC): (a) grupo HER, (b) grupo HEE, (c) grupo CM.

### Corte da amostra na Cortadeira de tecido duro Iso met 1000

A amostra foi fixada em uma placa-base de acrílico, por godiva de baixa fusão, sendo, o implante posicionado perpendicular à placa-base. Todo esse conjunto foi posicionado na

haste da cortadeira e fixado por parafusos. O disco diamantado foi posicionado para corte, no sentido do longo-eixo do implante, no centro da cabeça do mesmo, descontando 0.5 mm de espessura do disco, a uma frequência de 225 rpm.

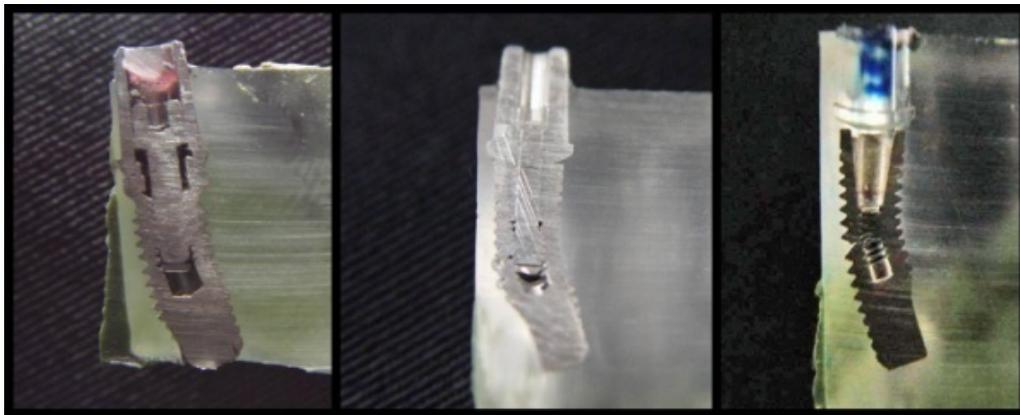


**Figura 14.** Cortadeira iso met 1000

### **Análise qualitativa das amostras**

Foram avaliadas, visualmente, a condição do implante, arquitetura da cabeça do implante e o parafuso de

retenção e o pilar protético, buscando alguma característica que identificasse um grupo. Para isto, as amostras foram fotografadas e ampliadas para a análise.



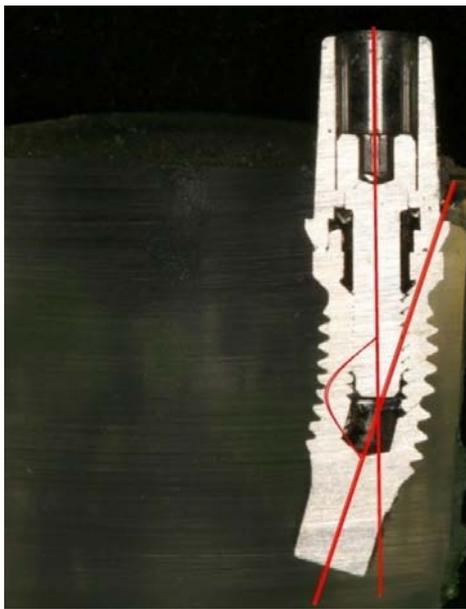
**Figura 15.** Amostras após ensaio mecânico

### **Análise quantitativa das amostras**

Para análise quantitativa foi avaliada a condição dos implantes e sua deformação após ensaio mecânico de

resistência à fratura em graus, a partir da utilização de um esquadro (BANDEIRANTE<sup>®</sup>, 180°, São Paulo-SP, Brasil). Os ângulos eram obtidos pelo traçado de duas retas que

delimitam dois eixos. Sendo o primeiro, constituído por uma reta traçada ao longo eixo do parafuso do pilar, e o outro por uma reta que passava ao centro do ápice do implante. A aferição do ângulo formado foi realizada por três operadores com auxílio de um esquadro (BANDEIRANTE<sup>®</sup>, 180°, São Paulo-SP, Brasil) com intuito de obter um resultado com valores mais fiéis. Os resultados para cada amostra de seu respectivo grupo foram obtidos e tabulados para posterior análise estatística.



**Figura 16.** Análise quantitativa

### Análise Estatística

Os dados coletados foram agrupados e analisados utilizando o programa SPSS-12.0 (SPSS Inc.,

Chicago, IL, EUA) para análise estatística, com nível de significância estabelecido em  $p < 0,05$ . Para a análise intra-grupo dos dados de HER foi utilizado o teste não paramétrico de Friedman e para os grupos HEE e CM foi utilizado o teste paramétrico de Análise de Variância em fator único (ANOVA One way). O teste ANOVA One way foi utilizado também para a análise inter grupos.

### RESULTADOS

As tabelas 1, 2 e 3 mostram os valores obtidos por examinador, amostra e média por grupo. A partir da análise estatística dos dados intra-grupos, observou-se que para HER, utilizando o teste não paramétrico de Friedman ( $p= 0,695$ ), não houve diferença estatisticamente significativa. Para os grupos HEE e CM foi utilizado o teste de Análise de Variância em fator único (ANOVA One way) ( $p=0,640$  e  $0,954$ , respectivamente), também não apresentaram diferenças estatisticamente significantes. Na análise inter grupos, utilizando o teste paramétrico Análise de Variância em fator único ( $p=0,195$ ), não houve diferenças estatisticamente significantes para os três tipos de implantes quanto

ao ângulo formado pela deformação destes.

No entanto, ao analisar qualitativamente, foi observado um maior número de fissuras e a presença

de fraturas no grupo HEE, quando comparado, aos grupos HER e CM.

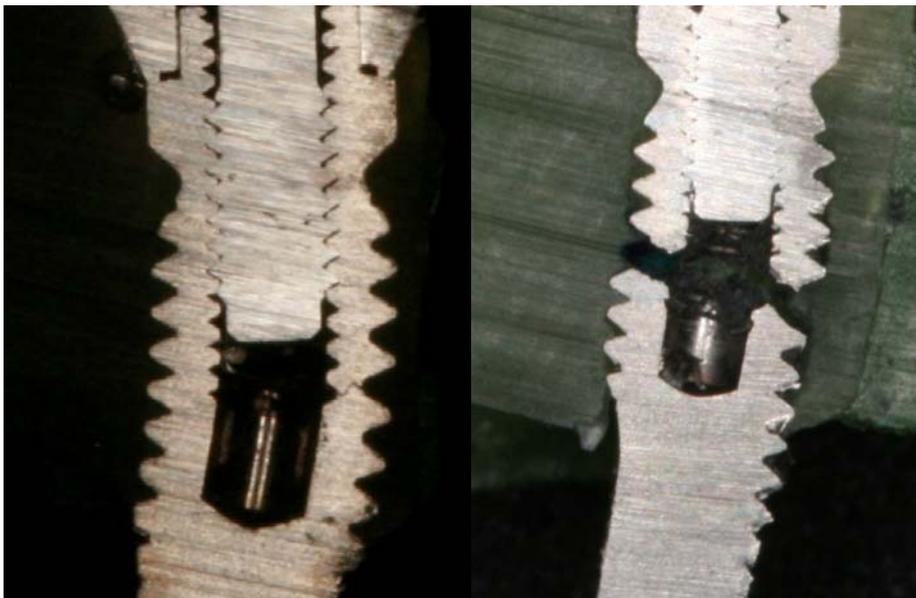
Examinador1	Hexágono externo regular	Hexágono externo estreito	Cone Morse
amostra 1	168°	169°	172°
amostra 2	161°	166°	162°
amostra 3	164°	170°	167°
amostra 4	168°	169°	178°
amostra 5	171°	165°	171°
amostra 6	169°	169°	172°
amostra 7	168°	165°	169°
amostra 8	162°	164°	174°
amostra 9	165°	162°	159°
Média	166,22°	166,55°	169,33°

Formatado

Examinador2	Hexágono externo regular	Hexágono externo estreito	Cone Morse
amostra 1	165°	164°	175°
amostra 2	163°	165°	160°
amostra 3	165°	170°	164°
amostra 4	164°	172°	174°
amostra 5	173°	164°	173°
amostra 6	164°	165°	169°
amostra 7	168°	168°	171°
amostra 8	165°	167°	175°
amostra 9	161°	167°	157°
Média	165,33°	166,88°	168,66°

Examinador3	Hexágono externo regular	Hexágono externo estreito	Cone Morse
amostra 1	166°	167°	180°
amostra 2	163°	165°	156°
amostra 3	160°	170°	167°
amostra 4	170°	165°	173°
amostra 5	172°	163°	170°
amostra 6	171°	165°	172°
amostra 7	167°	165°	166°
amostra 8	166°	167°	175°
amostra 9	165°	165°	156°
Média	166,66°	165,77°	168,33°

**Tabelas 1, 2 e 3:** Apresentam os valores em graus correspondentes a deformação das amostras, encontrados pelos operadores 1, 2 e 3.



**Figura 17.** Localização das fraturas

## DISCUSSÃO

A implantodontia já comprovou sua eficiência com relação à osseointegração (Adell et al.2, 1981 ; Goodacre et al.13,1999). As complicações com um sistema de implante são possíveis apesar de mais de 20 anos de estudo clínico longitudinal e de uma taxa do sucesso de 90% a 95% (Sones, 1989).

As fraturas de corpo podem ocorrer por sobrecargas biomecânicas ou por fadiga sob forças fisiológicas que levam à reabsorção óssea na região cervical do implante, diminuindo o suporte ósseo e aumentando as cargas laterais sobre o mesmo, podendo ainda estender essa perda óssea até a região que corresponde ao término do parafuso de fixação (roscas internas) e ao chegar na região das roscas, gera uma concentração de tensão na área de constrição destas, favorecendo o início e a propagação da fratura (Morgan et al., 1993; Neves et al., 2005). Pode ser também pela adaptação não passiva da infra-estrutura protética e ainda por falha no desenho ou fabricação do implante (Balshi, 1996).

Neste estudo a resistência dos implantes foi analisada em situação de

esforço máximo, ou seja, com forças incidindo sobre o pilar, no sentido perpendicular, e ainda simulando reabsorção óssea acentuada ao redor do implante (HER, HEE e CM) (Balshi, 1996). O sentido perpendicular foi selecionado para simular ação mastigatória caracterizada pela interferência (Isidor, 2006), trauma oclusal, bruxismo, reabilitação tipo “cantilever” (Ranger *et al.*, 1995) e implantes inclinados. Pode ainda simular choque traumático acidental que pode levar a perda ou fratura dos parafusos da prótese ou pilar (Morgan *et al.*, 1993; Stuebinger *et al.*, 2004) e até mesmo levar à fratura do corpo do implante (Morgan *et al.*, 1993).

Em 1992, em um estudo retrospectivo de seis anos, Quirynen *et al.*, avaliaram o uso de implantes osseointegrados em pacientes parcialmente edêntulos. Nos 146 pacientes reabilitados (97 maxilas e 71 mandíbulas) foram instalados 509 implantes. No final dos 6 anos, a média de falha dos implantes na maxila foi de 5,7% e 6,5% na mandíbula. Durante o segundo ano de carregamento, 4 implantes fraturaram (1,6%) e durante o terceiro ano ocorreu 1 fratura (0,9%), e acrescentam que a relação entre a perda

óssea “precedente” e a fratura dos implantes é duvidosa. Os autores consideram elevado o índice de fratura dos implantes, mas relatam que algumas dessas fraturas poderiam ser evitadas: uma fratura (mandíbula) ocorreu devido ao acúmulo de tensão em uma recolocação inadequada da prótese em visita de controle, dois implantes fraturados na maxila foram instalados com uma inclinação acentuada para palatina, e os dois implantes restantes não apresentaram uma explicação “lógica”, exceto que para um desses implantes uma perda óssea significativa foi registrada vários meses antes da detecção da fratura. Acrescentam ainda que todas as fraturas ocorreram da terceira rosca dos implantes em diante, o que correspondeu à última rosca do parafuso do pilar; “completando” que ainda precisa ser respondido se um parafuso de pilar maior poderia impedir essas fraturas. Esses resultados vão de encontro aos achados do presente trabalho, onde as fraturas observadas nos corpos de prova avaliados, sempre ocorreram abaixo do parafuso de pilar em diante.

Em 1993, Morgan *et al.* avaliaram a superfície de cinco espécimes que fraturaram clinicamente e ainda compararam estes implantes com um espécime fraturado em

laboratório através de carga cíclica. A microscopia revelou que a fratura dos implantes ocorre por fadiga associada a perda óssea marginal.

Rangert *et al.* (1995) em uma revisão de 39 pacientes com fraturas de corpo de implantes relatam que 90% das fraturas ocorreram na região posterior e que 77% das próteses eram suportadas por 1 a 2 implantes, em associação com casos de cantilever, bruxismo ou força oclusal pesada. Relataram, ainda, que um bom planejamento poderia, geralmente, interceptar estes problemas e que as situações de sobrecarga deveriam ser minimizadas.

As forças mastigatórias registradas na literatura para regiões anteriores são variáveis e controversas (Haraldson *et al.*, 1979; Jörnégus *et al.*, 1992; Tortopidis *et al.*, 1998; Fineli, 2007), mas estão mantidas entre a faixa de 107,73N (Fineli, 2007) e 286N (Tortopidis *et al.*, 1998). Esta variação ocorre devido às inúmeras técnicas e materiais utilizados para mensurar tal força, não havendo padronização e consenso entre os pesquisadores. Em média a força máxima aplicada durante a função é por volta de 847N nos homens e 595N nas mulheres. (Waltimo 1995). Cargas dinâmicas fisiológicas em função não são capazes de exceder a resistência máxima de uma junção

pilar/implante, devendo ocasionar em desaperto gradual da junção ou acontecer repentinamente ocasionando na fadiga (fratura) da mesma. (Rangert et al. 1989, Haack et al. 1995).

Um fator relevante observado a partir da análise dos corpos de prova (CP`s) pós ensaio, é que o carregamento oblíquo excessivo provoca deformações permanentes na plataforma dos implantes o que em condições reais pode trazer problemas clinicamente significantes, ocasionando a perda do implante, o que reforça a importância de um correto ajuste oclusal, principalmente nas situações em que os implantes encontram-se inclinados, em pacientes com hábitos parafuncionais e em situações de “cantilever”, no intuito de diminuir o carregamento oblíquo. Este achado corrobora com resultados de outros estudos que avaliaram resistência de implantes de diferentes sistemas (Coppedê et al. 2009).

Forças mastigatórias normais têm sido reportadas na literatura com valores entre 294 e 490N em regiões posteriores. (Coppedê et al. 2009) Portanto, os sistemas analisados apresentaram uma adequada resistência, indicando que em condições normais, ambos demonstram sucesso em sua performance clínica, visto que estas

condições são muito mais críticas do que em condições normais.

Conexões cônicas internas promovem um íntimo contato entre a superfície do implante e do pilar, promovendo uma estabilidade mecânica do pilar, e impedindo o seu desaperto. (Bozakaya, 2005) A fixação e estabilidade deste sistema não ocorrem em função do parafuso. Ela é garantida pelo resultado do contato friccional entre as partes cônicas do pilar e do implante, esta boa estabilidade obtida promove uma maior resistência à flexão da interface implante/pilar. (Bozakaya, 2005)

Kitagawa et al. (2005) através de um ensaio em elementos finitos analisaram a micro-movimentação da junção implante/pilar em diferentes sistemas. O estudo apresentou em seus resultados uma maior presença de micro-movimentos e movimentos de rotação nos pilares hexagonais externos, e completa ausência de movimentos de rotação nos pilares cone Morse.

Norton (1997) em seu estudo, observou que implantes com conexão tipo Morse apresentavam maior resistência a flexão na interface implante/pilar e na interface pilar/cilindro protético quando comparados a implantes de hexágono externo. Khraisat et al. (2002) avaliaram

a resistência a fadiga de implantes com conexões em hexágono externo e cone Morse, e obtiveram resultados significativamente melhores para os implantes com conexão Morse.

No presente estudo, os grupos HER e CM apresentaram maiores limites de escoamento para os implantes quando comparados ao grupo HEE, e não ocorreram diferenças estatisticamente significantes na análise dos CP's após o ensaio. Entretanto em uma análise qualitativa, o grupo HEE apresentou maior presença de fissuras e fratura, provavelmente devido a uma menor espessura interna do corpo dos implantes. Coppedê et al. 2009 em seu estudo, avaliando resistência a fratura de junções hexágono interno e cônica interna, verificaram que todas as amostras sofreram deformação plástica. Entretanto, quando a fase de força máxima de deformação foi ultrapassada, apenas as junções hexagonais internas fraturaram enquanto as cônicas internas só sofreram deformação. Em uma avaliação qualitativa do mesmo estudo, a partir de micrografias ópticas, demonstrou-se que as fraturas nos pilares HI sempre ocorriam no parafuso de fixação e que suas plataformas apresentavam deformações permanentes. Nas junções cônicas internas observou-se deformações tanto

no pescoço dos pilares como na plataforma dos implantes, no entanto nenhuma fratura foi detectada.

Baseado nos resultados deste estudo pode-se inferir que todas as amostras dos sistemas apresentaram deformação semelhante, entretanto, quando se analisa os valores no teste de flexão, o comportamento é bem diferente, com valores de carregamento superiores para os grupos CM e HER, quando comparados ao HEE.

## CONCLUSÃO

Frente às limitações deste estudo, conclui-se que mesmo com valores de carga bem diferentes durante o ensaio mecânico de resistência a fratura, e favoráveis aos grupos: Hexágono Externo Regular e Cone Morse, as amostras dos três grupos não apresentaram diferenças significativas após o mesmo. A análise qualitativa mostrou fissuras para o Hexágono Externo Estreito que juntamente com os valores do ensaio mecânico de resistência, orientam a instalação de implantes de 3,5mm de diâmetro (C.M) em substituição aos estreitos de 3,3mm (H.E).

## AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem a empresa NEODENT® Implante Osseointegrável, Curitiba-PR, Brasil pelo fornecimento

dos implantes e componentes, e ao CNPq pela bolsa do PIBIC concedida.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. ADELL, R. et al. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of edentulous jaw. *Int. J. Oral Surg.*, Berne, v. 10, n. 6, p. 387-416, dez., 1981.
2. BALSHEI, T.J. An analysis and management of fractured implant: A clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 11(5):660-666, 1996.
3. BECKER, W.; BECKER, B.E. Replacement of maxillary and mandibular molars with single endosseous implant restorations: a retrospective study. *J Prosthet Dent*. 74:51-55, 1995.
4. BINON, P.P. Implants and components: entering the new millennium. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, Lombard, v. 15, n. 1, p. 76-94, jan./fev., 2000.
5. BINON, P.P. Evaluation of machining accuracy and consistency of selected implants, standard abutments, and laboratory analogs. *Int J Prosthodont*, v.8, n.2, p.162-178, 1995.
6. BINON, P.P. Evaluation of three slip fit hexagonal implants. *Implant Dent*, v.5, n.4, p.235-248, 1996.
7. BINON, P.P. The effect of implant/abutment hexagonal misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont*, v.9, n.2, p.149-160, 1996.
8. BINON, P.P. & McHUGH, M.J. The effect of eliminating implant/abutment rotational misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont*, v.9, n.6, p.511-519, 1996.
9. BOZAKAYA D, MÜFTÜ F. Mechanics of the taper integrated screwed-in (TIS) abutments used in dental implants. *J Biomech*, 38: 87-97, 2005.
10. CARLSON B, CARLSSON GE. Prosthodontic complications in osseointegrated dental implant treatment. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9(1):90-94.
11. COPPEDÊ AR, BERSANI E, DE MATTOS MDA G,

- RODRIGUES RC, SARTORI IA, RIBEIRO RF. Fracture resistance of the implant-abutment connection in implants with internal hex and internal conical connections under oblique compressive loading: an in vitro study. *Int J Prosthodont.* 2009 May-Jun;22(3):283-6.
12. ECKERT, S.E.; MERAW, S.J.; CAL, E.; OW, R.K. Analysis of incidence and associated factors with fractured implants: A retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 15(5):662-667, 2000.
13. FINELI RH. Estudo longitudinal da força de mordida em pacientes portadores de próteses parciais fixas sobre implantes osseointegrados. Comparação entre áreas dentadas e implantadas. (tese) São Paulo: Faculdade de Odontologia/USP; 2007.
14. GOODACRE CJ, KAN JYK, RUNGCHARASSAENG K. Clinical complications of osseointegrated implants. *J Prosthetic Dent* 1999;81:537-552.
15. GOODACRE, C. J. et al. Clinical complications with implants and implant prostheses. *J. Prosthet. Dent., Saint Louis,* v. 90, n. 2, p. 121-132, ago., 2003.
16. HAACK JE, SAKAGUCHI RL, SUN T, COFFEY JP. Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1995 Sep-Oct;10(5):529-36.
17. HAAS, R.; MENSENDORFF-POUILLY, N.; MAILATH, G.; WATZEK, G. Brånemark single tooth implants: a preliminary report of 76 implants. *J Prosthet Dent.* 73:274-279, 1995.
18. HARALDSON T, CARLSSON GE, INGERVALL B. Functional stae, bite force and postural muscle activity in patients whith osseointegrated implants. *Acta Odontol Scand* 1979;37(4):195-206.
19. ISIDOR F. Influence of forces on peri-implant bone. *Clin Oral Implant Res* 2006;17(suppl2):8-18.
20. JEMT, T. et al. Measuring fit at the implant prosthodontic interface. *J Prosthet Dent,* v.75, n.3, p.314-325, 1996.
21. JÖRNÉUS L, JEMT T, CARLSSON T. Loads and designs of screw joints for single crows supported by osseointegrated implants. *Int J*

- Oral Maxillofac Implants 1992;7(3):353-359.
22. KITAGAWA T, TANIMOTO Y, ODAKI M, NEMOTO K, AIDA M. Influence of implant/abutment joint designs on abutment screw loosening in a dental implant system. *J Biomed Mater Res Part B: Appl Biomater* 2005; 75B: 457-463.
  23. MA, T.; NICHOLLS, J.I.; RUBENSTEIN, J.E. Tolerance measurements of various implant components. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 12:371-375, 1997.
  24. MORGAN MJ, JAMES DF, PILLIAR RM. Fractures of the fixture component of an osseointegrated implant. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8(4):409-413.
  25. NAERT I, QUIRYNEN M, VAN STEENBERGHE D, DARIUS P. A six-year prosthodontic study of 509 consecutively inserted implants for the treatment of partial edentulism. *J Prosthetic Dent* 1992;67(2):236-245.
  26. NEVES, F.D.; FERNANDES NETO, A.J.; MENDONÇA, G.; SILVEIRA JÚNIOR, C.D.; KAYATT, F.E. Fratura de implante – Relatos de casos clínicos. *RBP.* 12(45):21-26, 2005.
  27. PAREL, S.M.; SCHOW, S.R. Early clinical experience with a new one-piece implant system in single tooth sites. *J Oral Maxillofac Surg.* 63:2-10, Suppl 2, 2005.
  28. QUIRYNEN M, NAERT I, VAN STEENBERGHE D, DEKEYSER C, CALLENS A. Periodontal aspects of osseointegrated fixtures supporting a partial bridge. An up to 6-years retrospective study. *J Clin Periodontol* 1992b;19(2):118-126.
  29. QUIRYNEN M, NAERT I, VAN STEENBERGHE D. Fixture design and overload influence marginal bone loss and fixture success in the Branemark system. *Clin Oral Implants Res* 1992a;3(3):104-111.
  30. RANGERT B, JEMT T, JÖRNEUS L. Forces and moments on Bränemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1989 Fall;4(3):241-7
  31. RANGERT B, KROGH PHJ, LANGER B, VAN ROEKL N. Bending overload and implant fracture: a retrospective clinical

- analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10(3):326-334.
32. SCHULTE, J.K. External hex manufacturing tolerances of six implant systems: a pilot study. *Implant Dent*, v.3, n.1, p.51-53, 1994.
33. SONES, A.D. Complications with osseointegrated implants. *J Prosthet Dent*, v.62, n.5, p.581-585, 1989.
34. STUEBINGER S, HODEL Y, FILLIPI A. Trauma to anterior implants. *Dental Traumatology* 2004;20:169-171.
35. TORTOPIDIS D, LYONS MF, BAXENDALE RH, GILMOUR WH. The variability of bite force measurement between sessions, in different positions within the dental arch. *J Oral Rehabil* 1998; 25(9):681-6.
36. WALTIMO A, KÖNÖNEN M. Maximal bite force and its association with signs and symptoms of craniomandibular disorders in young Finnish non-patients. *Acta Odontol Scand*. 1995 Aug;53(4):254-8.
37. WEINBERG, L.A. The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants*, v.8, n.1, p.19-31, 1993.
38. ZARB GA, SCHMITT A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto study. Part III: problems and complications encountered. *J Prosthetic Dent* 1990;64(2):185-194.