

**FORÇA MÁXIMA NO LIMITE DE ESCOAMENTO DO SISTEMA
IMPLANTE/PILAR EM FUNÇÃO DA GEOMETRIA DO PARAFUSO DE
PILAR.**

THIAGO MACHADO DOS SANTOS URZEDO¹, LUIZ CARLOS GONÇALVES²,
CÉLIO JESUS DO PRADO³, FLÁVIO DOMINGUES DAS NEVES⁴, KELLY
ABADIA DANTAS⁵

RESUMO

O uso dos implantes revolucionou a Odontologia e o seu sucesso exige um equilíbrio dinâmico entre fatores biológicos e mecânicos, porém algumas complicações mecânicas ocorrem, pela instabilidade da junção parafusada entre implante e pilar. O componente mais comprometido com esta estabilidade é o parafuso de pilar e algumas complicações podem ocorrer como o desaperto ou fratura deste componente. Vários estudos procuraram conhecer melhor esta correlação (pilar/implante) e diferentes materiais e geometrias do parafuso surgiram. Este estudo procurou conhecer a influência da geometria (rosca completa ou parcial), do parafuso de pilar em titânio, na força máxima no limite de escoamento do sistema implante/pilar. Isto foi realizado pela aplicação de força de flexão sobre o sistema, até o limite de escoamento. Os resultados foram submetidos a testes estatísticos (Kruskal-Wallis/Mann-Whitney U) e demonstraram uma significância estatística entre os grupos ($\alpha=0,05$). O grupo que utilizou parafusos com rosca completa apresentou força média maior (464N) e uma distribuição mais uniforme do que o de rosca parcial (372N). Portanto, com base na metodologia aplicada e nos resultados obtidos, o parafuso com rosca completa em titânio parece ser mais confiável para oferecer uma maior estabilidade do sistema implante/pilar.

1. Aluno de Graduação da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia. Participa do PIBIC/FAPEMIG/UFU através de bolsa concedida ao Projeto n.º: D-028/2009. Rua República do Piratini, 1412. Bairro Umuarama, CEP: 38402-028, Uberlândia – MG. thiagourzedo@hotmail.com

2. Professor Adjunto da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia - FOUFU. Rua Espírito Santo, 1150, Bairro Brasil, CEP: 38400-660, Uberlândia – MG. luizcgr@gmail.com
3. Professor Adjunto da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia - FOUFU. Av. Pará 1720, Campus Umuarama, CEP 38402-092, Uberlândia – MG. celioprado@foufu.ufu.br
4. Professor Adjunto da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia - FOUFU. Av. Pará 1720, Campus Umuarama, CEP 38402-092, Uberlândia – MG. neves@triang.com.br
5. Mestre em Odontologia pela Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia. Av. Pará 1720, Campus Umuarama, CEP 38402-092, Uberlândia – MG. kellynhadantas@yahoo.com.br

Palavras-chaves: Implante, Parafuso, Parafuso de Pilar, Limite de escoamento, Geometria

**MAXIMUM FORCE IN THE LIMIT OF DRAINING OF SYSTEM
IMPLANT/ABUTMENT IN FUNCTION OF THE GEOMETRY OF THE
ABUTMENT SCREW.**

ABSTRACT

The use of the dental implants revolutionized the Dentistry and its success demands a dynamic balance between biological and mechanical factors, however some mechanical complications occur, for the instability of the junction screwed between implant and abutment. The component most wronged with this stability is the abutment screw and some complications can occur as the relief or breaking of this component. Some studies had looked for to know this correlation better (abutment/implant) and different materials and geometric forms of the abutment screw had appeared. This study looked for to know the influence of geometry (complete or partial thread), of the abutment screw in titanium, in the maximum force in the limit of draining of the system implant/abutment. This was carried through by the application of force on the system, until the draining limit. The results had been submitted to statistical tests (Kruskal-Wallis/Mann-Whitney U) and had demonstrated to a significance statistics between the groups ($\alpha = 0,05$). The group that used screws with complete thread presented bigger average force (464N) and a distribution more uniform of what of partial

thread (372N). Therefore, on the basis of the methodology applied and in the gotten results, the abutment screw with complete thread in titanium seems to be more trustworthy to offer a bigger stability of the system has implant/abutment.

Key-Words: Dental Implant, Abutment, Abutment screw, Limit of draining, Geometry

INTRODUÇÃO

Os implantes dentais osseointegráveis foram propostos inicialmente por Branemark e sua equipe para a reabilitação de pacientes edêndulos mandibulares, tendo como principal objetivo a substituição das próteses totais convencionais por supra-estrutura fixa para conseguir mais retenção e estabilidade para as próteses (Branemark, 1983). Esse conceito de tratamento baseava-se na confecção de prótese fixa totalmente implantossuportada, com extensões distais sobre quatro a seis implantes na região interforaminal (Gomes et al., 2008). Esta alternativa que apresenta alta previsibilidade e longevidade relacionadas à osseointegração, associada ao aumento da expectativa de vida e da exigência estética e funcional dos pacientes, aliada a um custo cada vez mais acessível, firmou-se como uma realidade na odontologia moderna (Almeida et al., 2007). O interesse na preservação da estrutura dental fez com que fossem realizadas reposições individuais com comprovado sucesso (Neves et al., 2000).

A previsibilidade e o sucesso do tratamento com implantes são altamente influenciados pelas condições biomecânica às quais o implante é submetido. A concentração de tensão e deformação pode induzir reabsorção óssea e falhas como desaperto e fratura de parafusos (Pessoa *et al.*, 2007; Maia *et al.*, 2008), fratura da porcelana, prótese mal adaptada, adaptação não passiva, periimplantite e insatisfação do paciente. O desaperto do parafuso do pilar pode acarretar complicações sérias, como periimplantite

ou reabsorção óssea na região da plataforma do implante, dada a mobilidade da prótese (Mendonça *et al.*, 2001).

Os modernos sistemas de implantes odontológicos compõem-se basicamente de três partes: o implante, o pilar parafusado ao implante e o dente, cimentado ou parafusado ao pilar (Silva-Júnior *et al.*, 2002). Junções parafusadas requerem aplicação de torque durante o procedimento de conexão da prótese e do pilar. Uma adequada força de torção é importante na conquista da resistência antirrotacional na prevenção da perda da pré-carga e desaperto do parafuso. Testes mecânicos têm demonstrado correlação direta e inequívoca entre o desajuste rotacional e a estabilidades articular do parafuso. Dessa forma, a rotação pode ser prevenida com aumento da força de aperto. Entretanto, a vibração do parafuso, a corrosão superficial e lubrificação que ocorrem durante o carregamento funcional podem desgastar gradualmente a pré-carga em todas as junções parafusadas e permitir que movimentos microrrotacionais ocorram. Eventualmente, a aplicação externa de força, dependendo da sua magnitude e duração pode exceder o carregamento do parafuso e causar instabilidade. A presença de desadaptação provoca diminuição da estabilidade na junção, menor carregamento (pré-carga) e aumento do desaperto do parafuso (Binon, 1996; Binon, MC Hugh, 1996).

Neste sistema biomecânico, o parafuso de pilar tem papel significativo ao sustentar o dispositivo que possibilitará a conexão do dente. Ele é uma das mais importantes variáveis do sistema. Suas propriedades mecânicas estão intimamente relacionadas à longevidade do sistema e possíveis falhas por fadiga ou sobrecarga. Um implante pode estar sujeito a várias condições de carregamentos externos, dependendo da mastigação e do tipo de carregamento. O parafuso do pilar, devido ao torque aplicado, é submetido à força de tração (pré-carga) e cisalhamento. Estes efeitos são aumentados devido ao torque aplicado ao parafuso de ouro na fixação da coroa. O torque possui duas finalidades: cerca de 90% dele será usado para vencer o atrito entre os filetes do

parafuso e os 10% restantes serão utilizados para produzir tração no parafuso. O torque ideal deve produzir um alongamento no parafuso que seja inferior ao alongamento relativo ao limite de escoamento. É necessária uma criteriosa avaliação da resistência da fixação implante/osso para que se possa pensar em modificações no torque de aperto aplicado ao parafuso. Além disso, é também necessário avaliar adequadamente o coeficiente de atrito dos elementos em contato por meio de ensaios que visem otimizar o torque aplicado (Araújo *et al.*, 2001).

O grau da integração mecânica da interface do implante/pilar é dependente da pré-carga gerada ao aplicar o torque ao parafuso do pilar, micromovimentos e dinâmica da fadiga. O processo de desaperto do parafuso ocorre em duas fases envolvendo a diminuição da pré-carga. A primeira fase ocorre o desgaste da pré-carga pelo deslize entre as partes, resultado de forças funcionais e parafuncionais. Na segunda fase ocorre o desaperto quando a pré-carga foi praticamente eliminada e o carregamento ou vibrações externas continuaram. Os sistemas implante/pilar que utilizam parafusos que suportam maiores torques exibem melhor estabilidade (Gratton *et al.*, 2001; Jornéus *et al.*, 1992). Ainda, melhora a estabilidade da junção se houver um grande comprimento de parafuso posicionado no interior das roscas do implante; devido a um aumento da resistência do parafuso às forças laterais (Cibirka, 2001). As diferentes ligas metálicas das peças protéticas exercem influência nos resultados (Jornéus *et al.*, 1992; Castilio, 2006). Também, diferentes geometrias de junções (Balfuor, O'Brien, 1995) e cabeça de parafuso (Jornéus *et al.*, 1992) podem afetar a resistência do sistema.

A integridade mecânica do sistema depende de dois fatores: o contato da área entre os componentes e a efetividade do parafuso (Byrne *et al.*, 1998). A pré-carga pode ser a maior responsável pela força de contato entre o pilar e o implante. Todos os materiais possuem graus de elasticidade. Consequentemente há alongamento do parafuso quando está sujeito a forças de tensão durante o

aperto. Quanto maior for o alongamento melhor será a estabilidade. A configuração da cabeça do parafuso é significativa podendo permitir torque máximo na introdução do corpo e cabeça do parafuso. O alto rendimento do parafuso e a pequena deformação plástica dependem da pré-carga. O outro mecanismo de desaperto do parafuso é baseado no fato de que nenhuma superfície é completamente lisa. Mesmo uma superfície fresada é ligeiramente áspera quando vista microscopicamente. Devido a essas microrrugosidades nenhuma das duas superfícies apresenta contato completo uma com a outra. Quando a interface do parafuso é submetida às cargas externas, os micromovimentos ocorrem podendo provocar o desgaste das áreas de contato, aproximando as superfícies. Quando há um contato total ocorre aumento da elasticidade e alongamento do parafuso e dificuldade para desapertar porque há uma forte força de contato mantida pelo parafuso (Jornéus *et al.*, 1992).

Parafusos recobertos por DLC (Diamond-Like Carbon) para aplicações em sistema de lubrificação seca apresentam menor valor de torque para remoção, sem aplicação de cargas. Isso sugere que o menor coeficiente de fricção entre as superfícies de contato poderia resultar em maiores valores de pré-carga e, conseqüentemente, aumentar a estabilidade do sistema implante/pilar. Ainda, havendo redução do atrito friccional poderia haver ampliação da quantidade de voltas do parafuso sob o mesmo valor de torque (Binon, MC Hugh, 1996; Bernardes, 2008). Essa afirmação é questionada, porque com menor valor de atrito friccional entre o parafuso e o implante, que teoricamente aumentaria os valores de pré-carga, poderia haver dificuldade na manutenção e estabilidade da pré-carga por facilitar o processo de desaperto (Elias *et al.*, 2006; Bernardes, 2008).

Diante da importância do parafuso de pilar na estabilidade da junção implante/pilar e questionamentos a respeito da geometria, este estudo visou analisar a geometria do corpo do parafuso. A

hipótese testada é que a geometria influenciaria na rigidez do conjunto implante/pilar/parafuso do pilar.

MATERIAL E MÉTODO

Esta pesquisa foi desenvolvida no LIPO (Laboratório Integrado de Pesquisa Odontológica) da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia (FOUFU).

1- Seleção da amostra:

Vinte pilares Munhão Universal 4,5mm x 2,0mm x 6,0mm (NEODENT, Curitiba, Brasil) foram conectados a 20 implantes de junção hexagonal externa, 13,0mm x 4,0mm (NEODENT, Curitiba, Brasil) por meio de dois tipos de parafusos de titânio para chave sextavada, originando dois grupos com 10 corpos de prova (N=10), sendo:

10 com parafuso de titânio fresado com rosca na extremidade (FE);
10 com parafuso de titânio fresado com rosca em todo o comprimento (FT).

Os implantes, os pilares e os diferentes tipos de parafusos de pilar utilizados nesta pesquisa foram fabricados e cedidos pela empresa NEODENT (Curitiba, Brasil), figura 1.



FIGURA 1 - Componentes do sistema implante/pilar/parafuso testados:
A) Implante, B) Pilar, C) Parafuso de Pilar com rosca na extremidade e
D) Parafuso de Pilar com rosca no corno todo

2- Dispositivo experimental:

Os implantes foram inseridos numa estativa metálica (Serra, 2004), dispositivo de aço fabricado para estabilização do implante. Esta estativa é constituída por um cubo (5,0cm x 5,0cm x 5,0cm) e por uma base com adaptador que se encaixa a um torno ou morsa (Western, China), o qual foi fixado à máquina de ensaio mecânico (EMIC, 2000DL, São José dos Pinhais, Paraná, Brasil), figuras 2 e 3.

A estativa possui orifícios para a colocação dos implantes a serem testados e uma trava do tipo Allen, com 6,0mm de diâmetro impedindo a movimentação do implante durante o teste. Este dispositivo também foi utilizado por Mundim (2008) e Dietrich (2008).

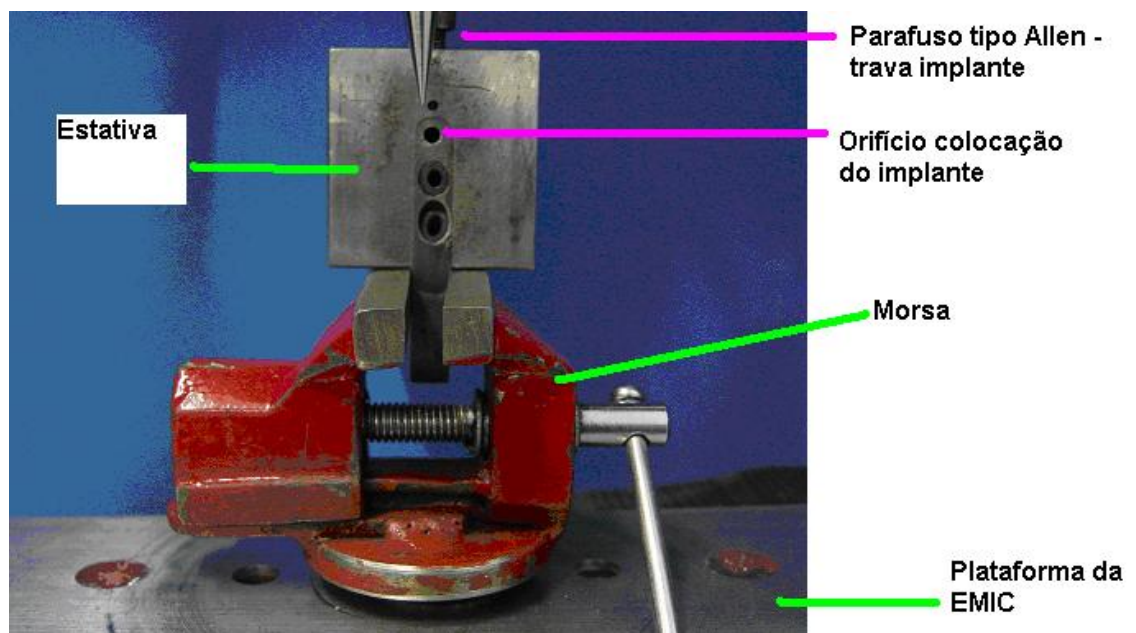


Figura 2 - Dispositivo experimental

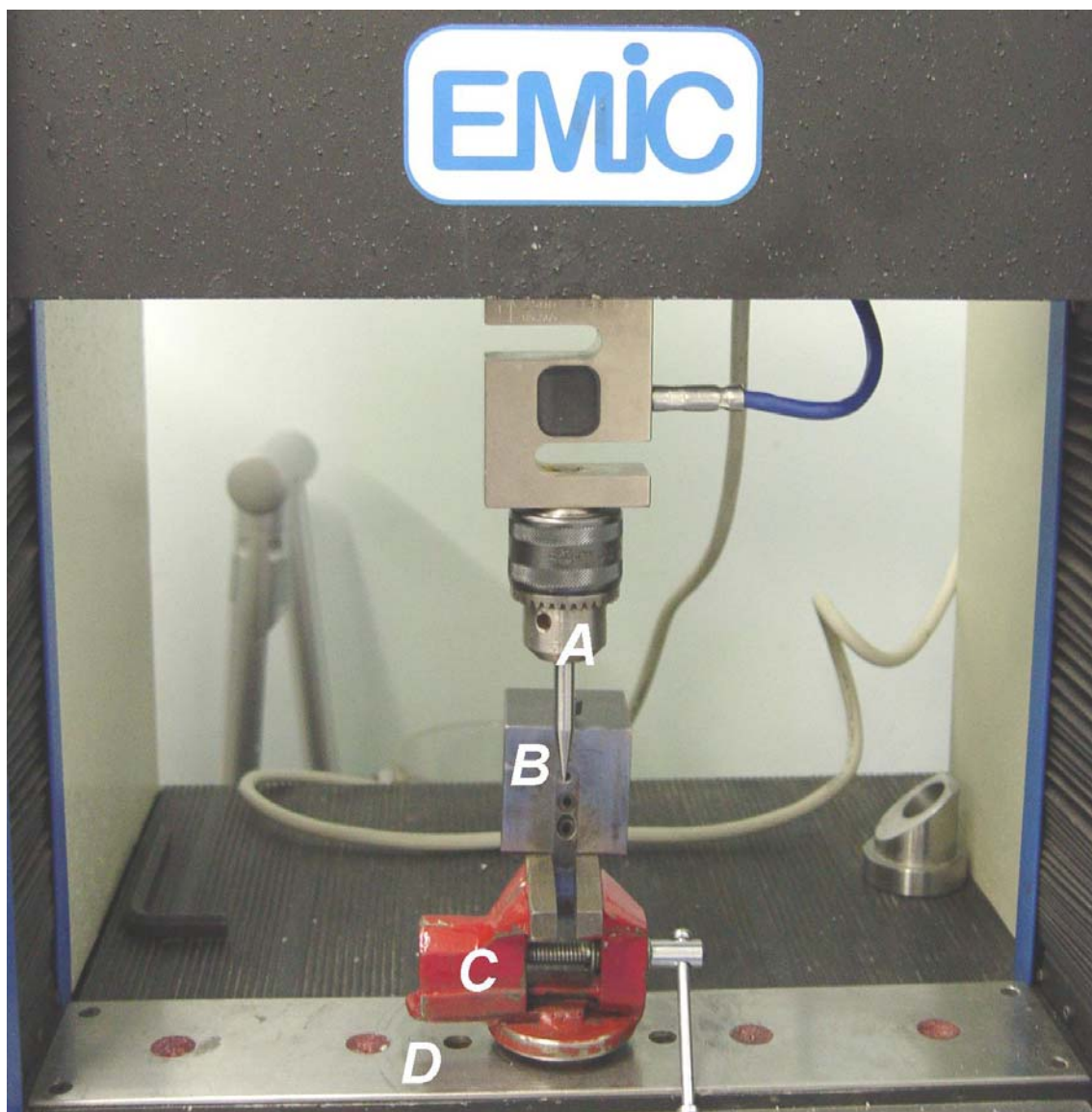


Figura 3 - Dispositivo experimental acoplado à EMIC: A) Ponta aplicadora de força, B) Estativa, C) Torno ou Morsa e D) Plataforma da EMIC

Para padronizar a profundidade de instalação dos implantes foi utilizado um gabarito em aço com recorte de 4,7mm, propiciando que 4,0mm do comprimento do implante ficassem fora do alvéolo, já que 0,7mm referente à altura do Hexágono Externo do implante fica internamente ao pilar Munhão Universal (Figura 4). Estes 4,0mm expostos foram utilizados para simular reabsorção acentuada da crista óssea marginal, condição clínica que deixa o implante mais vulnerável a uma possível fratura.

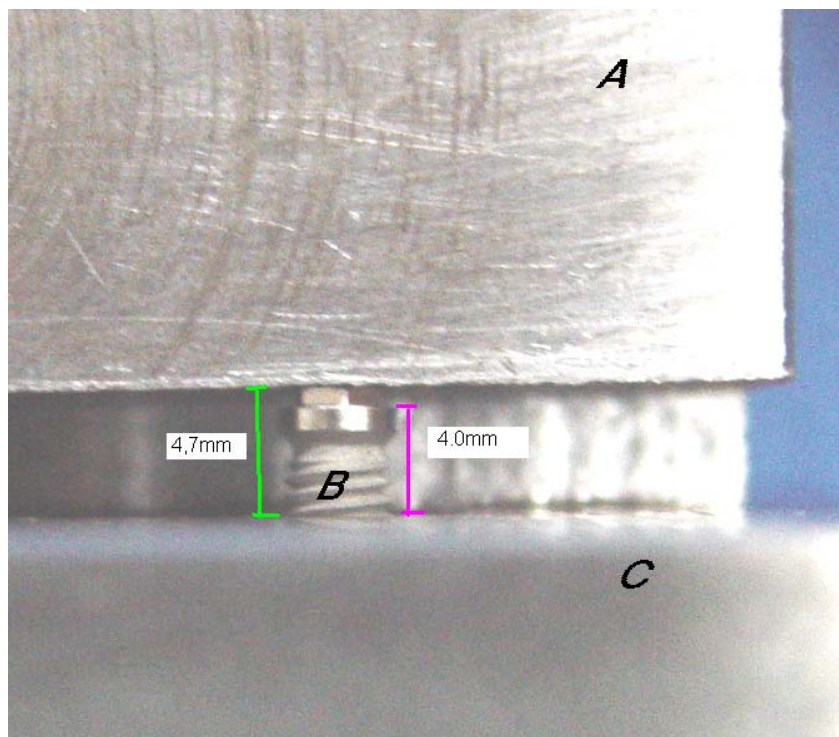


Figura 4 - Ajuste padrão dos implantes na estativa: A) Gabarito, B) Implante e C) Estativa

Após ajustado na estativa o implante foi travado com auxílio do parafuso tipo Allen. O Munhão Universal foi acoplado ao implante por meio do parafuso do pilar. Em todos os grupos o parafuso do pilar recebeu torque de 20 Ncm por meio de chave digital 1.2mm e torquímetro (NEODENT, Curitiba, Brasil), figura 5.

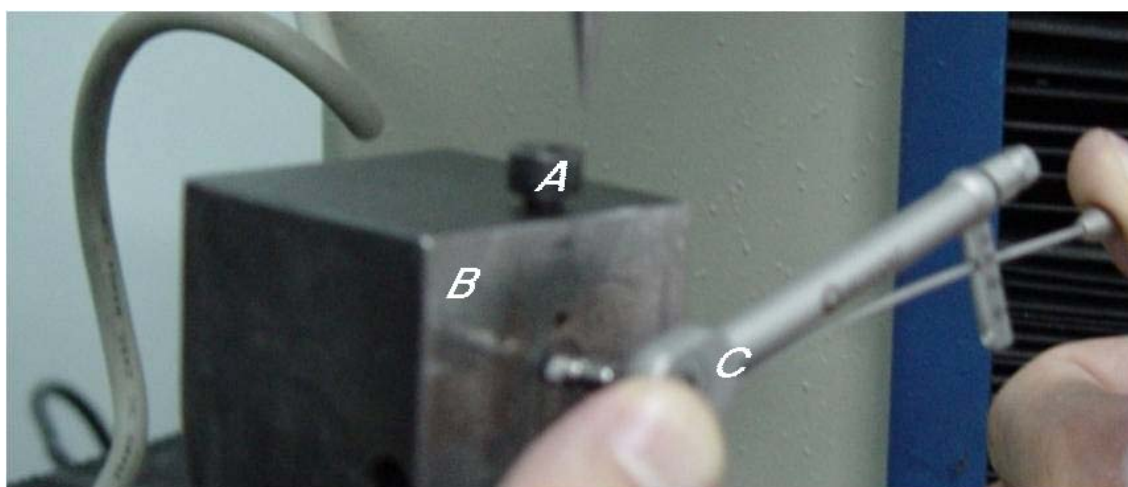


Figura 5 - Conjunto pilar/implante recebendo torque de 20N: A) Parafuso Allen, B) Estativa e C) Torquímetro

Uma ponta aplicadora de força, fabricada em aço, de extremidade cônica de 1,0 de diâmetro, foi posicionada no munhão universal distante 8,0mm do local de apoio do implante ao “alvéolo” (figura 6). Destes, 4,0mm representava grande perda óssea e os outros 4,0mm a distância da plataforma protética ao contato com o dente antagonista.

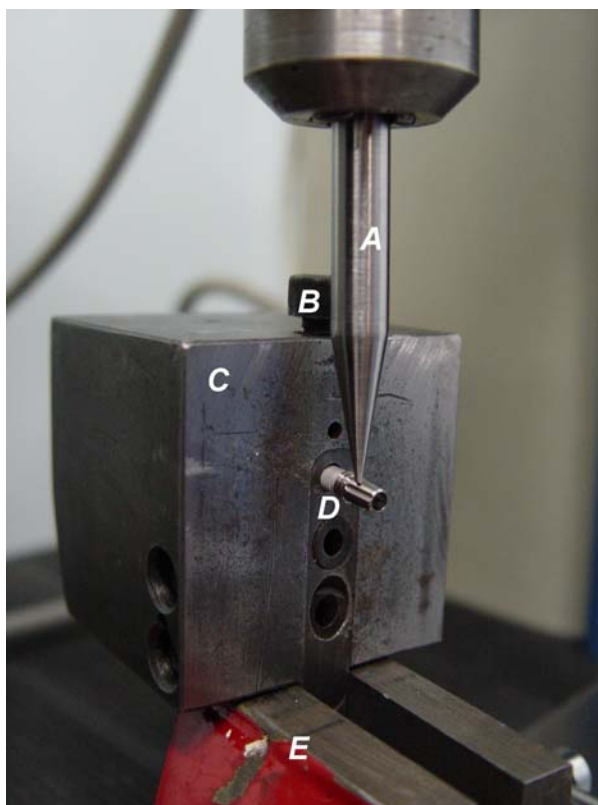


Figura 6 - Posicionamento da ponta aplicadora de força: A) Ponta aplicadora de força, B) Parafuso Allen, C) Estativa, D) Pilar/Parafuso/Implante e E) Torno ou Morsa

Após a instalação do implante na estativa, esta era fixada à máquina de ensaio mecânico (figura 3). Na sequência, a ponta aplicadora de carga era posicionada sobre o pilar e então a máquina de ensaio era acionada submetendo o conjunto pilar/parafuso/implante a carregamento de flexão. O acompanhamento da aplicação da carga e a leitura da força foi efetuado por meio de célula de carga de 500Kg (Kg500, EMIC, São José dos Pinhais, Paraná, Brasil). A carga foi aplicada sob velocidade de 0,5 mm/min. As amostras receberam carga perpendicular ao seu longo eixo. Em uma maior velocidade o limite

de escoamento máximo ocorreria rápido demais, dificultando o reconhecimento do sinal e a elaboração dos gráficos.

3- Seqüência do ensaio:

A máquina foi programada para aplicar forças crescentes (Newton), seguindo o padrão adotado no LIPO em testes semelhantes, e interromper o ciclo de ensaio quando ocorresse deformação acima de 3,0mm ou queda abrupta da resistência à força devido à fratura da amostra. Este grau de deformação foi definido após verificar, durante o teste piloto, fratura do implante quando a deformação era superior a 3,0mm.

O computador conectado à célula de carga foi programado (TESC, EMIC) para registrar as forças exercidas durante a flexão do sistema implante/pilar/parafuso (N). O comportamento mecânico do implante foi registrado no computador na forma de curvas força (N) x deslocamento (mm) (figura 7).

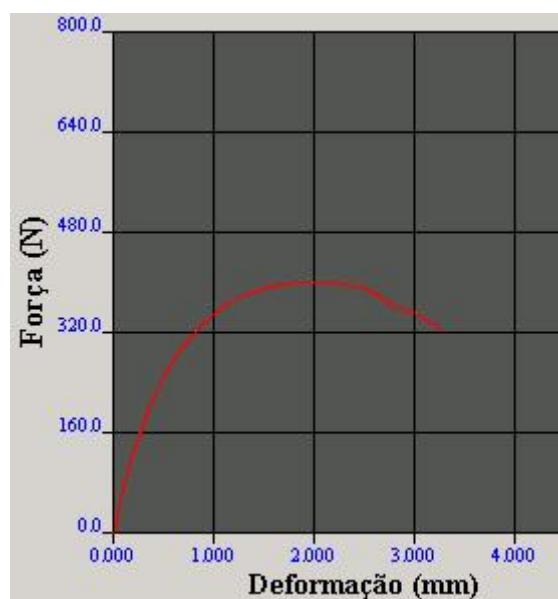


Figura 7 - Gráfico gerado pelo programa TESC, EMIC na forma de curva de força (N) x deslocamento (mm).

A partir dos gráficos gerados pelo programa (TESC, EMIC), obteve-se a resistência à flexão para cada amostra, determinando o momento no qual a deformação do material entrava no regime plástico. Isto significa, clinicamente, o insucesso do implante.

Cada grupo foi representado por 10 curvas no gráfico, referentes a cada um dos 10 corpos de prova. Na figura 8 pode-se observar o comportamento de cada grupo de amostra. Os gráficos em tamanho maior para visualização individual encontram-se em anexo.

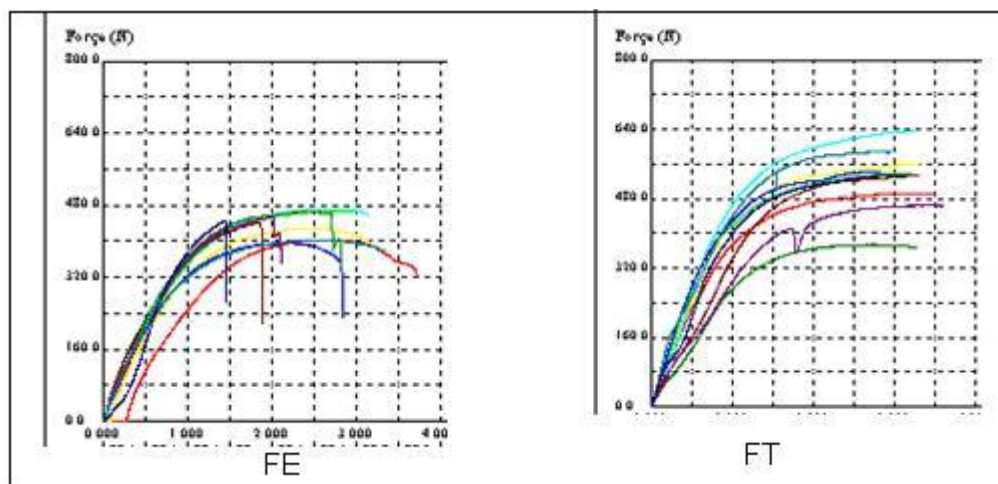


Figura 8 - Gráfico Força (N) x deslocamento (mm) representando cada grupo de amostra com 10 corpos de prova cada.

Para a determinação do limite de escoamento é necessário demarcar o limite de proporcionalidade ou limite elástico, que corresponde ao término da fase em que a força (N) é proporcional ao deslocamento (mm).

O titânio, diferente da maior parte de materiais dúcteis, não apresenta o limite de escoamento nítido, caracterizado pela formação de um patamar típico no gráfico. Isto dificulta a determinação do ponto onde inicia a zona plástica do material. Nesses casos, o limite de escoamento é identificado por meio da deformação específica no regime elástico do metal, que é de 0,2% (Souza, 1982).

Como os gráficos gerados são de força (N) em relação ao deslocamento (mm), foi necessário converter o deslocamento (mm) em deformação permanente (0,2%). Construiu-se o modelo analítico para a obtenção do deslocamento (d_y) em relação à deformação de 0,2% do implante. Para encontrar o deslocamento relativo (d_y)

empregou-se o Teorema de Pitágoras, como pode ser visualizado na figura 9. Essa conversão de deslocamento em deformação permanente foi anteriormente utilizada por Dietrich (2008) e Mundim (2008).

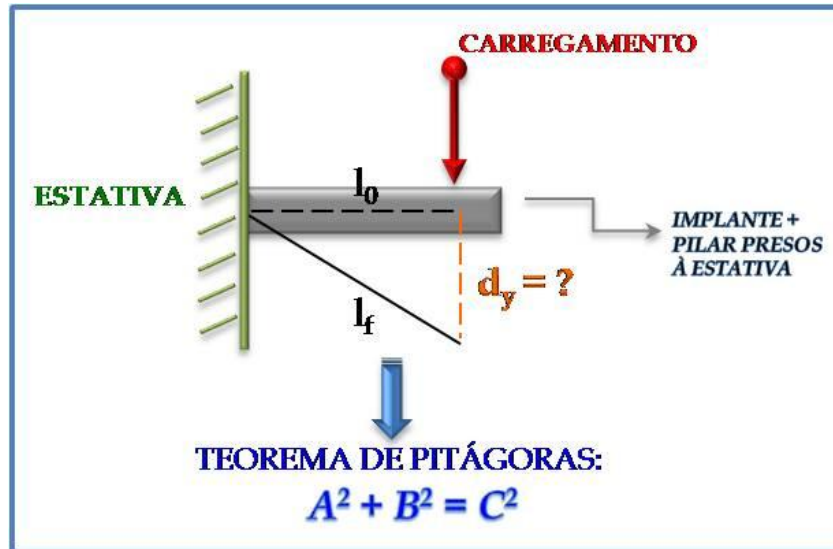


Figura 9 - Modelo analítico demonstrando a utilização do Teorema de Pitágoras, gentilmente cedido por Dietrich, 2008.

O comprimento inicial era de 8,0mm, sendo 4,0mm correspondente à porção do implante externa à estativa e 4,0mm correspondente à porção do pilar até o ponto de carregamento. Já o comprimento final (l_f) correspondente à deformação de 0,2%, foi calculado utilizando as fórmulas:

$$\Delta l = l_f - l_0 \quad (1)$$

$$\epsilon = \Delta l / l_0 \quad (2)$$

Onde ϵ é a deformação (0,2% ou 0,002) e Δl a variação do comprimento. Com a fórmula (2) obtém-se o $\Delta l = 0,016\text{mm}$, possibilitando, por meio da fórmula (1) o cálculo do comprimento final ($l_f = 8,016\text{mm}$).

Cálculo obtenção (l_f):

$$\epsilon = \Delta l / l_0, \text{ então } 0,002 = \Delta l / 8, \text{ assim } \Delta l = 0,016\text{mm}$$

$$\Delta l = l_f - l_0 \text{ isto é, } 0,016 = l_f - 8, \text{ então } l_f = 8 + 0,016\text{mm, portanto } l_f = 8,016\text{mm}$$

Estes valores foram inseridos no Teorema de Pitágoras:

$$(a)^2 + (b)^2 = (c)^2 \quad \text{ou } l_0^2 + d_y^2 = l_f^2 \quad (3)$$

Resultam, então, no deslocamento relativo de 0,51mm correspondente à deformação de 0,02%.

Cálculo obtenção d_y :

$a^2 + b^2 = c^2$ portanto $(\ell_0)^2 + (d_y)^2 = (\ell_f)^2$ portanto $(8)^2 + (d_y)^2 = (8,016)^2$, portanto $64 + (d_y)^2 = 64,256256 - 64 = (d_y)^2$, portanto $d_y = \sqrt{0,256256}$, portanto $d_y \approx 0,51\text{mm}$

Após a determinação deste ponto, foi possível utilizar os dados obtidos durante o ensaio mecânico, conseguindo obter a força correspondente ao limite máximo de escoamento para cada corpo-de-prova (Mundim, 2008; Dietrich, 2008).

A figura 10 demonstra como foi possível determinar a força máxima no limite de escoamento. Nela, podemos verificar a escala utilizada. No gráfico da figura 10 foi traçada uma reta pontilhada do ponto zero que se sobrepõe a curva gerada pelo TESC. O ponto em que as mesmas deixam de coincidir representa o limite elástico do material. Em seguida, delimitou-se no eixo X, correspondente à deformação, o deslocamento relativo, 0,51mm. Deste ponto (0,51mm) traçou-se uma reta pontilhada paralela à que delimitou o limite elástico do material. O cruzamento desta com a curva construída pelo TESC representam o local do limite de escoamento. Este local informa a força máxima no limite de escoamento que será posteriormente utilizado na análise estatística. Esses cálculos não determinam com exatidão o valor da resistência à flexão no regime plástico do material, mas demonstram o comportamento do material (Souza, 1982; Mundim, 2008; Dietrich, 2008)

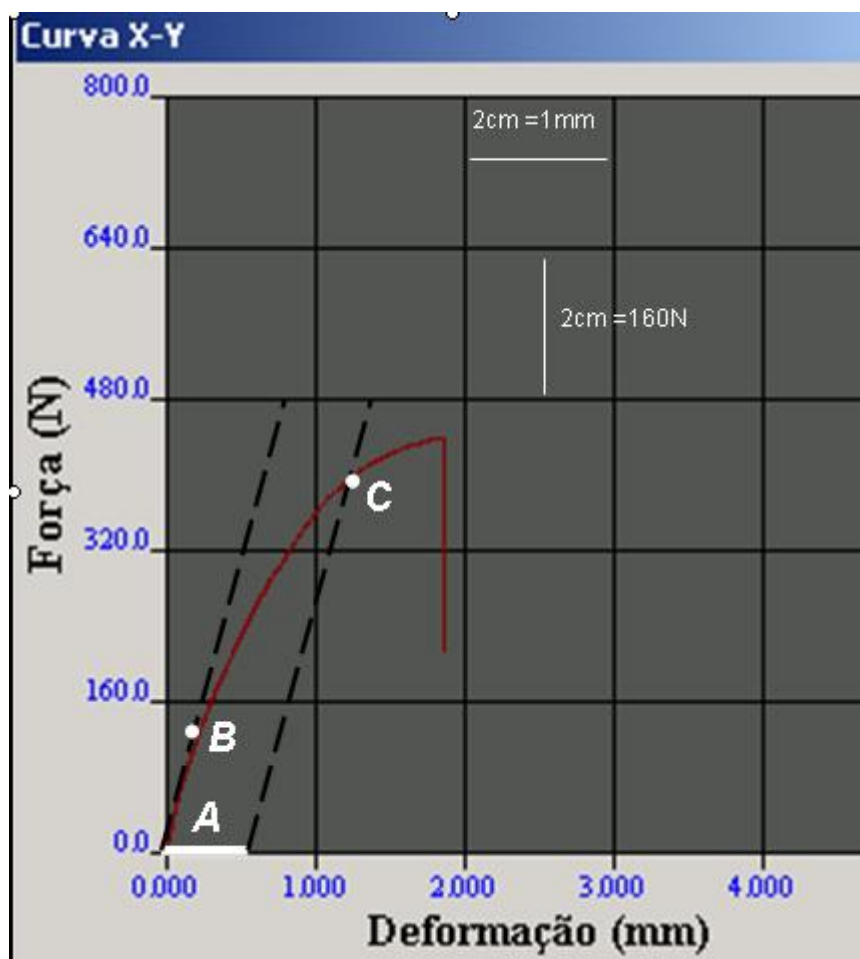


Figura 10 - Demonstração de como foi encontrada a Força que corresponde ao limite de escoamento máximo em cada amostra: A) Deslocamento relativo 0,51mm, B) Limite elástico, e C) Limite de escoamento

Após a determinação deste ponto, foi possível utilizar os dados obtidos durante o ensaio mecânico, conseguindo obter a força correspondente ao limite máximo de escoamento para cada corpo-de-prova.

Os dados coletados foram agrupados e analisados por meio do programa estatístico SPSS 12.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, EUA) e analisados quanto à normalidade, ou seja, se eram simétricos e homogêneos. Para dados não simétricos, utiliza-se análise estatística não-paramétrica de amostras independentes (Kruskal-Wallis). Essa análise revela se há diferença estatisticamente significativa entre os grupos, mas não indica entre quais. Por isso, em função da presença da diferença estatisticamente significativa

entre os grupos, utilizou-se o teste de Mann-Withney U. Para todos os testes foi estabelecido o nível de significância de $\alpha = 0,05$.

RESULTADOS

Os resultados obtidos foram tabulados e podem ser observados na tabela:

Amostra / Grupos	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Média	Desvio Padrão
FE (N)	336	360	400	392	336	376	384	392	328	416	372	30,46
FT (N)	440	488	480	536	480	496	344	416	480	480	464	52,8

Tabela 1 - Força máxima (N) no limite de escoamento de cada corpo de prova.

Os dados da tabela 1 foram analisados estatisticamente. Para verificação da normalidade dos dados foi realizada a análise de simetria e homogeneidade. No teste de simetria analisou-se a assimetria e curtose, que podem ser visualizadas em amarelo na tabela 2. Nesta análise as frequências deveriam estar entre +2 e -2, para que fossem considerados simétricos. Os dados da tabela 2 demonstram que o grupo FT, não é simétrico, indicando a aplicação de testes estatísticos não paramétricos.

Statistics

		FE	FT
N	Valid	10	10
	Missing	0	0
Variance		928,000	2787,556
Skewness		-,272	-1,336
Std. Error of Skewness		,687	,687
Kurtosis		-1,341	2,444
Std. Error of Kurtosis		1,334	1,334

Tabela 2 - Demonstra o teste de simetria (assimetria e curtose) e mostra que o grupo FT não é simétrico, devendo ser submetido a testes não paramétricos.

O teste não paramétrico indicado para dados numéricos de amostras múltiplas e independentes é o de Kruskal-Wallis ($P < 0,05$). Ele foi realizado e pode ser observado na tabela 3.

Test Statistics(a,b)

	AMOSTRAS
Chi-Square	22,691
Df	3
Asymp. Sig.	,000

Tabela 3 – Testes e estatísticos de Kruskal-Wallis Significância estatística entre os grupos ($\alpha = 0,05$).

a Kruskal Wallis Test
b Grouping Variable: ETIQUETA

O teste acima realizado apenas demonstra que houve diferença entre os grupos, mas não nos informa entre quais grupos houve essa diferença. Então utilizamos o teste de Mann-whitney U, o qual é realizado a cada par de amostras.

Test Statistics(b)

	FEXFT
Mann-Whitney U	7,500
Wilcoxon W	62,500
Z	-3,229
Asymp. Sig. (2-tailed)	,001
Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]	,000(a)

Tabela 4 - Testes estatísticos de Mann-Whitney U Significância estatística entre os grupos ($\alpha = 0,05$).

a Not corrected for ties.
b Grouping Variable: eti1

DISCUSSÃO

A hipótese testada de que a geometria influenciaria na rigidez do conjunto implante/pilar/parafuso do pilar foi confirmada. A geometria do corpo do parafuso de pilar influencia na força máxima no limite de escoamento à flexão do conjunto

implante/pilar/parafuso, ou seja, na resistência do conjunto quando submetido à força perpendicular ao longo eixo.

O escoamento é um tipo de transição heterogênea e localizada entre a deformação elástica e plástica (Souza, 1982). Em materiais frágeis ou não-dúcteis, como o alumínio, é possível observar nitidamente esta região, já nos materiais dúcteis não é possível observar um escoamento nítido, de forma que se deve então determinar o limite de escoamento (Souza, 1982).

Quando um material atinge o limite de escoamento à flexão, significa que a partir deste ponto a deformação do material se torna irreversível, o que na clínica, significa o insucesso do implante (Dietrich, 2008).

Dentre as limitações deste estudo, podemos relatar um deslizamento da ponta aplicadora de força que foi percebida pela célula de carga utilizada, simulando uma queda abrupta da resistência, fazendo com que o ensaio fosse finalizado antes do momento desejado. As amostras, mesmo apresentando esse deslize, não foram desprezadas porque o valor que observamos foi a força máxima no limite de escoamento, e nas amostras que tiveram deslize da ponta aplicadora, o fato ocorreu próximo ao limite de fratura das mesmas, após o material já apresentar deformação plástica. Baseado nesta complicação durante o estudo é sugerido que em estudos futuros a ponta aplicadora seja otimizada, permitindo o aproveitamento de todas as amostras.

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. A velocidade adotada para o ensaio mecânico de 0,5mm/min é utilizada com frequência na literatura (Soares *et al.*, 2004, 2006) e permite um melhor acompanhamento do transcorrer do teste/aplicação da carga.

O grupo de parafusos contendo roscas no corpo todo apresentou resultado estatisticamente significativo na resistência do conjunto pilar/parafuso de pilar/implante em relação aos com roscas na extremidade ($FT > FE$).

Esse resultado pode ser explicado porque a integridade mecânica do sistema pilar/implante depende de dois fatores: o contato da área entre os componentes e a efetividade do parafuso (Byrne *et al.*, 1998). Sendo assim, um grande comprimento de parafuso com roscas posicionado no interior do implante aumenta a resistência do conjunto às forças laterais (Cibirka *et al.*, 2001). Portanto, demonstrou-se que parafuso de pilar contendo mais roscas para a fixação do pilar munhão universal proporcionou maiores valores de resistência no limite de escoamento para o conjunto implante/parafuso de pilar.

Em geral, o processo de desenvolvimento da fratura é dividido em duas etapas distintas: início da fratura e propagação desta. No entanto, quer devido a descontinuidades geométricas, descontinuidades metalúrgicas ou ainda devido a sobrecargas quando em operação, o material não estará necessariamente respondendo, como um todo, de uma maneira elástica. Nestes pontos com escoamento localizado é que inicia o processo de nucleação das trincas de fadiga (Colim, 2006). Os parafusos de pilar de titânio que apresentam roscas apenas na extremidade podem ter apresentado esse resultado mais susceptível à falha devido à descontinuidade geométrica, concordando assim, com o exposto por Colim, 2006.

Segundo Bernardes (2008) e Binon (2000b) somente as três ou quatro primeiras roscas do parafuso suportam a maior parte da carga. Segundo tal afirmação parece não serem necessárias mais roscas. No entanto, nosso experimento avaliou a resistência à flexão. Neste caso, parafuso com mais roscas apresentou resultado superior ao parafuso com roscas na extremidade em implantes de titânio. A explicação pode ser o fato de o

parafuso de rosca completa preencher mais o interior do implante e assim formar um bloco quase maciço, portanto aumentando a resistência à flexão em relação a um implante contendo um parafuso com menor quantidade de roscas, significando a existências de espaços vazios entre parafuso e implante.

Muitos têm sido os estudos a respeito da geometria dos parafusos de pilar, mas a maioria tem observado a configuração da cabeça do parafuso. Castilio e colabores (2006) analisaram a influência da configuração do parafuso, do material e posição do cilindro na adaptação marginal de infra-estruturas sobre implantes antes e após a soldagem a laser. Os autores concluíram que a geometria da cabeça dos parafusos (hexágono ou fenda) somente possui o papel de fixar a prótese, e não melhoram a adaptação dos pilares.

Em contrapartida, Journéus e colaboradores (1992) analisaram a carga na junção parafusada em implantes unitários e testaram a estabilidade de diferentes configurações e materiais do parafuso de pilar. Observaram que a configuração da cabeça do parafuso atua de forma significativa podendo permitir um torque máximo na introdução do corpo e cabeça do parafuso e que a utilização de parafusos de cabeça hexagonal em implantes unitários pode diminuir o afrouxamento. Afirmaram que a geometria da cabeça do parafuso, material do parafuso e o torque demonstraram ser parâmetros significativos na estabilidade da junção parafusada.

A relação entre a resistência ao torque de desaperto e a pré-carga do parafuso gerada sobre o terço cervical de implantes dentários depende do nível de torque aplicado, do tipo de parafuso e da mecânica e desenho da junção (Bernardes, 2008).

As forças mastigatórias registradas na literatura para regiões anteriores são variáveis e controversas, 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 (Dietrich, 2008). A menor força encontrada foi no grupo FE e mesmo assim, está acima dos valores citados na literatura.

Observamos que no grupo FE logo após exceder seu limite máximo de escoamento houve fratura de algumas amostras, o que não foi detectado no grupo FT. Pode-se sugerir que este resultado foi devido ao aumento da quantidade de roscas no corpo do parafuso. Vale lembrar que em situações clínicas o fato de o parafuso do pilar falhar, mas não sofrer fratura, facilita a posterior reabilitação do mesmo, enquanto que nos casos onde há fratura dificilmente não haverá problemas com o implante pela dificuldade de posterior reabilitação Balfuor e O'Brien (1995).

CONCLUSÃO

O grupo FT (parafuso de titânio fresado com rosca em todo o comprimento) apresenta força máxima média no limite de escoamento superior a aquela apresentada pelo grupo FE (parafuso de titânio fresado com rosca na extremidade). Isto nos permite inferir que o primeiro apresentou maior resistência às tensões geradas, quando da aplicação de cargas, e que, portanto, contribui de melhor maneira para a estabilização do sistema implante/pilar/parafuso. Esse comportamento pode estar relacionado pelo fato do parafuso com rosca completa preencher a quase totalidade dos espaços vazios internos do sistema pilar/implante, o que contribui para maior solidez do conjunto.

Apesar do desvio padrão apresentado pelo grupo FT ser numericamente maior ao do grupo FE, essa alteração ocorreu devido ao valor bastante reduzido apresentado por uma das amostras. Se observarmos as demais amostras do grupo, podemos constatar um padrão de uniformidade na força máxima, melhor do que o apresentado pelo grupo FE. Este comportamento pode

predizer uma maior confiabilidade na utilização do parafuso com rosca no corpo todo (FT) para a melhor estabilização/resistência do sistema implante/pilar/parafuso.

AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem a empresa NEODENT (Curitiba – PR, Brasil) pelo fornecimento dos implantes, dos pilares e dos diferentes tipos de parafusos de pilar, e à FAPEMIG/UFU pela bolsa do PIBIC concedida.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 1- Almeida EO, Freitas-Júnior AC, Pellizzer EP. Restaurações cimentadas versus parafusadas: parâmetros para seleção em prótese sobre implante. *Innovations Implant Journal*. 2007; 2(3): 15-20.
- 2- Araújo CA, Neves FD, Garcia JDO, Mendonça G, Paulino LP. Resistência de parafusos de pilar utilizados em implantes dentários nacionais, XVI Congresso Brasileiro de Engenharia Mecânica – proceedings of COBEM, bioengineering. 2001; 1: 314 – 323.
- 3- Balfuor A & O'brien GR. Comparative study of antirotational single tooth abutments. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1995; 73(1): 36-43.
- 4- Basten CHJ, *et al.* Load fatigue performance of two implant-abutment combinations. *Journal of oral e maxillofacial implants* 1996; 11:522-528.
- 5- Bernardes SR. Avaliação mecânica da estabilidade de parafusos protéticos em diferentes sistemas de retenção pilar/implante [tese doutorado]. Ribeirão preto: faculdade de odontologia da USP; 2008.
- 6- Binon PP. The spline implant: design, engineering, and evaluation. *The International of Prosthodontics*. 1996 (a); 9: 419-433.
- 7- Binon, PP. The effect of implant/abutment hexagonal misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont* 1996 (b);9:149-160.

- 8- Binon PP & MC Hugh MJ. The effect of eliminating implante/abutment rotacional misfit on screw joint stability. *The International Journal of Prosthodontics*. 1996; 9(6): 511-519.
- 9- Boggan RS, *et al.* Influence of hex geometry and prosthetic table width on static and fatigue strength of dental implants. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 1999; 82:436-40.
- 10- Brånemark P-I. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent*. 1983; 50:399-410.
- 11- Breeding LC, *et al.* Torque required to loosen single-tooth implant abutment screws before and after simulated function. *Int J Prosthodont* 1993;6:435-439.
- 12- Brunski, J.B., Puelo, D.A., Nanci, A. Biomaterials and biomechanics of oral and maxillofacial implants: current status and future developments. *J Oral Maxillofac Implants* 2000;15(1): 15-46.
- 13- Byrne D, Houston F, Cleary R, Claffey N. The fit of cast and premachined implant abutments. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1998; 80: 184-92.
- 14- Castilio D, Pedreira APRV, Rossetti PHO, Rossetti LMN, Bonachela WC. The influence of screw type, alloy and cylinder position on the marginal fit of implant frameworks before and after laser welding. *J. Appl Oral Sci*. 2006; 14(2):77-81.
- 15- Cibirka RM, Nelson SK, Lang BR, Rueggeberg FA. Examination of the implant-abutment interface after fatigue testing. *J Prosthet Dent*. 2001; 85: 268-75.
- 16- Colim GM. Fadiga dos materiais. Escola politécnica da universidade de São Paulo departamento de engenharia da construção civil, 2006.
- 17- Ekfeldt A, Eriksson A, Johansson LA. Stability of the screw joints in patients with implant- supported fixed prostheses in edentulous jaws: a 1-year follow-up study. *Int J Prosthodont* 2004;17:177–180.
- 18- Elias CN, Figueira DC, Rios PR. Influence of the coating material on the loosening of dental implant abutment screw joints. *Materials Science and Engineering C*. 2006; 26:1361 – 1366.

- 19- Falcão-Filho HBL. Avaliação da relação do desajuste vertical em interfaces pilar/cilindro protético fundido e sobrefundido e a perda de torque de parafuso protético de titânio. (dissertação mestrado)- Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, USP. SP 2005.
- 20- Gomes EA, Gennari-Filho H, Goiato MC, Tabata LF, Mancuso DN. Aspectos biomecânicos relacionados à prótese sobreimplante com cantilever. *Implant News*. 2008; 5 (4): 379-83.
- 21- Gratton DG, Aquilino SA, Stanford CM. Micromotion and dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2001; 85:47-52.
- 22- Ishigaki S, Nakano T, Yamada S, Nakamura T, Takashima F. Biomechanical stress in bone surrounding an implant under simulated chewing. *Clin. Oral Impl. Res*. 2003; 14: 97–102.
- 23- Jörnégus L, Jemt T, Carlsson L. Loads and designs of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. *The International Journal of Oral e Maxillofacial Implants*. 1992; 7:353-359.
- 24- Kano SC. Avaliação do desajuste e do destorque em pilares protéticos com conexão tipo hexágono externo e interno. (tese doutorado). Faculdade de odontologia de Bauru, da Universidade de São Paulo, 2004.
- 25- Kitamura E, Stegaroiu ER, Nomura S, Miyakawa O. Biomechanical aspects of marginal bone resorption around osseointegrated implants: considerations based on a three-dimensional finite element analysis. *Clin. Oral Impl. Res*. 2004; 15: 401–412.
- 26- Maia BGF, Jahn RS, Maia S, Neiva TGG, Blatt M. Implantes inclinados no tratamento reabilitador de maxila atrofica. *Implant News*. 2008; 5(4): 359-64.
- 27- Mendonça G, Neves FD, Fernandes-Neto AJ, Lira T. Avaliação Longitudinal de próteses sobre implantes enfatizando Dificuldades e insucessos- Controle de um ano. *Revista Brasileira de Cirurgia e Implantodontia*. 2001; 8(31): 228 -235.
- 28- Moberg LE, Kondell PA, Bolin A, Heimdahl A, Gynther GW. Brånemark SystemA and ITI Dental Implant SystemA for treatment of Gun-Britt Sagulin

mandibular edentulism A comparative randomized study: 3-year Follow-up. Clin. Oral Impl. Res. 200; 12:450–461.

29- Mundim AR, Análise Comparativa da Força máxima no limite de escoamento entre um implante de peça única e os de junção hexagonal externa de diâmetros regular e estreito [dissertação mestrado]. Uberlândia: Faculdade de Odontologia UFU; 2008.

30- Nakamura LH. Estudo comparativo do afrouxamento de diferentes parafusos de fixação de abutment em implantes de hexágono externo e interno, após o ensaio de ciclagem mecânica. 2005 USP (mestrado).

31- Neves FD, Fernandes-Neto AJ, Oliveira ARS, Lima JHF, Galbiatti, MAD. Seleção de intermediários para Implantes Branemark-Compatíveis– Parte II: Casos de implantes individuais. Revista Brasileira de Cirurgia e Implantodontia. 2000; 7(26): 76-87.

32- Neves, FD. *et al*, Estudo Comparativo da adaptação entre pilares e implantes de sete diferentes sistemas, XVI Congresso Brasileiro de engenharia mecânica – Proceedings of COBEM, 2001 v. 1 pág 324 – 333

33- Neves FD, *et al*. Fratura de implantes –relato de casos clínicos. Revista Brasileira de Implantodontia e Prótese sobre Implantes 2005; 12(45):21-6.

34- Panza LHV. Avaliação da manutenção da pré-carga de parafusos de ouro e titânio em próteses implanto-suportadas.(Dissertação de Mestrado). Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas, 2006.

35- Pessoa, RS, Oliveira SAG, Oliveira SR, Golveia VG, Marcantonio-Júnior E, Vaz LG. Aplicabilidade do método de elementos finitos na implantodontia. Innovations Implant Journal. 2007; 2(3): 41-47.

36- Pietrabissa R, Gionso L, Quaglini V, Di Martino E, Simion M. An *in vitro* study on compensation of mismatch of screw versus cement-retained implant supported fixed prostheses. Clin Oral Impl Res 2000: 11: 448–457.

37- Santos MDB, Pfeifer AB, Silva MRP, Sendyk CL, Sendyk WR. Fracture of abutment screw supporting a cemented implant-retained prosthesis with external

hexagon connection: a case report with sem evaluation. J Appl Oral Sci. 2007;15(2):148-5.

38- Serra, MA. Estudo comparativo de resistência estrutural de implantes cilíndricos de sextavado interno. (dissertação de mestrado). Universidade Federal de Uberlândia, 2004.

39- Silveira-Júnior CD, Fernandes-Neto AJ, Neves FD, Franco SD, Mendonça G. Influencia dos procedimentos laboratoriais na adaptação pilar/UCLA/implante-estudo piloto. Revista Brasileira de Prótese Clínica e Laboratorial. 2002; 4(21): 392- 400.

40- Souza AS. Ensaio mecânicos de materiais metálicos. Fundamentos teóricos e práticos. São Paulo, Edgard Blücher, 1982.

41- Stüker RA, Teixeira ER, Beck JCP, Costa NP. Preload and torque removal evaluation of three different abutment screws for single standing implant restorations. J Appl Oral Sci. 2008;16(1):55-8

42- Theoharidou, A; Haralampos, PP; Tzannas, K; Garefis, P. Abutment Screw Loosening in single-implant restorations: A systematic Review. Int. J Oral Maxillofac Implants 2008; 23: 681-690

43- Wahl G, Lang H. Deformation at the implant interface to prosthetic superstructure: an interferometric approach. Clin. Oral Impl. Res. 2004; 15:233–238.

44- Wiskott, A; *et al* Resistance of ITI Implan Connectors to Multivectorial Fatigue Load Application. Int J Prosthodont 2004;17:672-679.

45- Wiskott A, *et al*. Resistance of Internal – Connection Implant Connectors Under Rotacional Fatigue Loading. Int. J Oral Maxillofac Implants 2007; 22:249-257.