

UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA



Resistência à flexão do conjunto implante/pilar em função da geometria e tipo de superfície do parafuso do pilar

KELLY ABADIA DANTAS

MESTRADO
2009

KELLY ABADIA DANTAS

Resistência à flexão do conjunto implante/pilar em função da geometria e tipo de superfície do parafuso do pilar

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, como requisito parcial para a obtenção do título de mestre em Odontologia.

Área de Concentração: Reabilitação Oral

Orientador: Prof. Dr. Célio Jesus do Prado

Co-orientador: Prof. Dr. Flávio Domingues das Neves

Uberlândia /2009



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

AV. Pará, 1720, bloco 2u – sala 2U09 – Campus Umuarama - UBERLÂNDIA –MG – 38400-902
(0XX) 034 –3218-2550

**RELATÓRIO DA COMISSÃO JULGADORA DA DEFESA DE MESTRADO DA
CD KELLY ABADIA DANTAS DO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO
EM ODONTOLOGIA DESTA UNIVERSIDADE.**

Às quatorze horas do dia treze de fevereiro do ano de dois mil e nove, reuniu-se a Comissão Julgadora indicada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia/UFU, para o julgamento da Dissertação de Mestrado apresentada pela candidata **KELLY ABADIA DANTAS** com o título: **Resistência à flexão do implante Branemark® compatível em função da geometria e tipo de superfície do parafuso do pilar.** O julgamento do trabalho foi realizado em sessão pública compreendendo a exposição, seguida de arguição pelos examinadores. Encerrada a arguição, cada examinador, em sessão secreta, exarou o seu parecer. A Comissão Julgadora, após análise do Trabalho, verificou que o mesmo encontra-se em condições de ser incorporado ao banco de Dissertações e Teses da Biblioteca desta Universidade. Acompanham este relatório os pareceres individuais dos membros da Comissão Julgadora.

Uberlândia 13 de fevereiro de 2009

Prof. Dr. Célio Jesus do Prado
Titulação: Doutor
Universidade Federal de Uberlândia - UFU

Aprovado/Reprovado

Prof. Dr. Luiz Carlos Gonçalves
Titulação: Doutor
Universidade Federal de Uberlândia - UFU

Aprovado/Reprovado

Profa. Dra. Ivete Aparecida de Mattias Sartori
Titulação: Doutora
Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico – ILAPEO

Aprovado/Reprovado

DEDICATÓRIA

A minha querida princesa, Fernandinha,

Que é a minha inspiração em todos os momentos da vida. Que permitiu que eu usasse parte do tempo destinado a ela, em meus estudos. Minha princesa você é a luz que ilumina minha vida. Te amo!

Ao meu esposo, Leonardo,

Exemplo de companheirismo, amor e carinho. Pelo incansável apoio durante a realização desse trabalho, cuidando com carinho e zelo de nossa princesa e me deixando tranqüila para me dedicar aos estudos. Você é essencial para mim.

Aos meus amados pais, Juvenal e Lourdes,

Que dedicaram suas vidas a mim e aos meus irmãos, mostrando a melhor direção, estimulando e vibrando com cada passo conquistado. Que foram grandes responsáveis pela pessoa que hoje sou.

Aos meus irmãos,

Que sempre me deram todo apoio e carinho. Que foram meus exemplos de vida. Obrigada por agüentarem meus estresses e por toda amizade e cuidado a mim dispensado.

A Deus,

Pelo imensurável dom da vida, pela família em que me colocaste e por iluminar e encher de graças meu dia-a-dia.

Com amor dedico este trabalho, a vocês.

AGRADECIMENTOS:

A DEUS,

Pelo dom da vida, pela família que sempre tive, pela família que formei.

À empresa NEODENT (Curitiba, Brasil),

Que gentilmente cedeu o material para o estudo

Ao LIPO (Laboratório de Integrado de Pesquisa Odontológica)

Por me oferecer condições de desenvolver meu estudo

Ao meu orientador Prof. Dr. Célio Jesus do Prado,

Pela confiança em mim depositada, pela oportunidade e os conhecimentos transmitido no decorrer do curso. Por ser uma pessoa modelo de conhecimento e dedicação à profissão. Pela ajuda constante e exemplo de professor dedicado e persistente em seus objetivos, buscando sempre fazer o melhor. Pelo carinho e atenção, muito obrigada por tudo!

Ao meu co-orientador Prof. Dr. Flávio Domingues das Neves,

Pelos ensinamentos transmitidos desde os estágios na graduação e pela oportunidade de expandir meu conhecimento me co-orientando no curso de Mestrado.

Ao Prof. Dr. Cleudmar Amaral de Araújo,

Por me receber na Engenharia Mecânica e me ajudar a entender melhor o processo mecânico de minha pesquisa. Obrigada.

Aos meus queridos amigos: Franciele Mendes e Arnaldo Reis Mundim

Por terem me ajudado tanto na parte experimental deste trabalho. O Arnaldo me ensinando a utilizar a máquina de ensaios EMIC. E a Fran por ter ficado ao meu lado, me ajudando na parte experimental em todas as etapas do ensaio mecânico. Obrigada pela inestimável colaboração.

À minha sogra, D. Dora,

Que tantas vezes cuidou da minha princesa com tanto zelo, deixando-me tranqüila para continuar os estudos. Não bastando cuidar da Nandinha, cuidou também de mim e do Leo, sempre preocupada com nosso bem-estar. Obrigada D. Dora, sem sua carinhosa ajuda eu não teria tanta tranqüilidade para desenvolver minhas atividades.

À Samia, Sandra, mamãe, D. Dora e ao Leonardo,

Sempre que foi necessário abriram mão do tempo deles (que nem sempre era de hora livre, muitas vezes abrindo mão de alguma atividade) para socorrer a mim e a Fernandinha. No início cada respirada profunda da Fernanda, era um grito de socorro que eu dava, e estas pessoas, estiveram ao meu lado incondicionalmente, em todos os segundos que precisei. Dando-me a oportunidade de concluir o mestrado, da forma como sempre desejei.

SUMÁRIO

RESUMO

ABSTRACT

INTRODUÇÃO.....	11
2- REVISÃO DA LITERATURA.....	16
3- PROPOSIÇÃO.....	31
4- MATERIAL E MÉTODOS.....	32
4.1.Amostras.....	32
4.2 Dispositivo experimental.....	33
4.3. Sequência do ensaio.....	38
5- RESULTADOS.....	42
6- DISCUSSÃO.....	47
7- CONCLUSÃO.....	54
REFERÊNCIAS.....	
ANEXO	

LISTA DE FIGURAS:

Figura 1: - a) Implante HE 4.0 mm x 13 mm, b) Munhão universal 4.5 x 6 x 2 mm, c) Parafusos: FE, FT, LE, LT, respectivamente	33
Figura 2: Dispositivo experimental	34
Figura 3: Dispositivo experimental acoplado à EMIC	34
Figura 4: Ajuste padrão dos implantes na estativa	35
Figura 5: Conjunto pilar/implante recebendo torque de 20N	36
Figura 6: Posicionamento da ponta aplicadora de força.	36
Figura 7: Gráfico gerado pelo programa TESC.	37
Figura 8: Gráfico gerado pelo TESC com os comportamentos mecânicos de cada grupo	38
Figura 9: Modelo analítico demonstrando a utilização do Teorema de Pitágoras, gentilmente cedido por Dietrich, 2008.	39
Figura 10: Demonstração de como foi encontrada o Força que corresponde ao limite de escoamento máximo em cada amostra	41
Figura 11 – Gráfico mostrando a força máxima no limite de escoamento de cada amostra (n =10) dos 4 grupos.	42
Figura 12 – Mostra a média da força máxima no limite de escoamento de cada grupos, bem como o desvio padrão dos mesmos.	42
Figura 13 – Nesta tabela pode ser visualizada a força máxima no limite de escoamento de cada amostra, a média da mesma por grupo e ainda o desvio padrão de cada grupo	43
Figura 14 – Demonstra o teste de simetria (assimetria e curtose) e mostra que o grupo FT não é simétrico, devendo ser submetido a testes não paramétricos	44
Figura 15 - Mostra que houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos analisados.	44
Figura 16 - Demonstra que entre o Grupo FE e o FT houve diferença estatisticamente significativa	45
Figura 17 - Demonstra que entre o Grupo FE e o LE houve diferença estatisticamente significativa	45
Figura 18 - Demonstra que entre o Grupo FE e o LT houve diferença estatisticamente significativa.	45
Figura 19 - Demonstra que entre o Grupo FT e o LE NÃO houve diferença estatisticamente significativa.	46
Figura 20 - Demonstra que entre o Grupo FT e o LT NÃO houve diferença estatisticamente significativa.	46
Figura 21 - Demonstra que entre o Grupo LE e o LT houve diferença estatisticamente significativa.	46

RESUMO:

A finalidade deste estudo foi analisar a influência da configuração e presença de lubrificante sólido na superfície do parafuso de pilar na resistência à flexão do conjunto implante/pilar/parafuso de pilar. Quarenta pilares do tipo munhão universal foram conectados a implantes com junção hexagonal externa regular 4.1mm por meio de 40 parafusos sextavados, divididos em quatro grupos (n=10): FE (parafuso de titânio fresado com rosca na extremidade), LE (parafuso de titânio com lubrificante sólido e rosca na extremidade), FT (parafuso de titânio fresado com rosca em todo o comprimento) e LT (parafuso de titânio com lubrificante sólido e rosca em todo o seu comprimento). Por meio do ensaio mecânico de flexão, a resistência do sistema implante/pilar foi avaliada, com carga aplicada perpendicularmente ao longo eixo do implante, em máquina de ensaio mecânico (EMIC) sob velocidade de 0,5mm/min. Os dados foram agrupados e submetidos a teste de simetria. Foi empregado teste não paramétrico de Kruskal-wallis ($P < 0,05$), e em seguida o de Mann-whitney U para verificar entre quais grupos havia diferença. Os resultados demonstraram diferenças estatisticamente significantes entre os grupos FE com os demais, sendo que FE apresentou os mais baixos valores. O grupo LE apresentou resultados estatisticamente superiores ao LT. De acordo com a metodologia empregada nesta pesquisa, pode-se concluir que entre parafusos apenas fresados, o de rosca em toda sua extensão proporcionou maior rigidez ao conjunto, enquanto entre parafusos contendo lubrificante sólido o de roscas em todo seu comprimento proporcionou menor rigidez do conjunto implante/pilar/parafuso que o de roscas apenas na extremidade. Entre os de mesma geometria, os que possuem o lubrificante sólido são estatisticamente superiores aos que não possuem roscas apenas na extremidade, porém aqueles que possuem roscas em toda sua extensão não apresentam diferenças estatisticamente significantes.

Palavras chave: Junção implante/pilar, parafuso de pilar, configuração, lubrificante.

ABSTRACT

The purpose of this study was to analyze the influence of the configuration and solid lubricant presence in the screw of pillar in the resistance to the flexão of compatible the Branemark® implantation.

Forty pillars of the type universal trunnion had been connected the implantations with regular external hexagonal junction 4.1mm by means of 40 hexagonal screws, divided in four groups (n=10): FE (titanium screw tilted with thread in the extremity), LE (screw of titanium with solid lubricant and thread in the extremity), FT (titanium screw tilted with thread in all the length) and LT (screw of titanium with lubricant and thread in all its length). By means of the mechanical assay of flexão, the resistance of the system has implanted/pillar was evaluated, with load applied perpendicularly to the long axle of the implantation, in machine of mechanical assay (EMIC) under speed of 0,5mm/min.

The data had been grouped and submitted the symmetry test. Test distribution free of Kruskal-wallis ($P < 0,05$), and after that of Mann-whitney U to verify between which groups had difference. The results had statistical demonstrated to significant differences between the groups FE with excessively, being that FE presented the lowest values. Group LE presented statistical resulted better that LT.

Ahead of the limitations of this work pose to conclude that it enters screws only tilted, of thread in all its extension provided to greater rigidity of the set, while between screws contends lubricative thread solid in all its length provided to minor rigidity of the joint implantation/pillar/screw that of threads only in the extremity.

Key Words: Junction has implanted/pillar, screw of pillar, configuration, lubricant.

1-INTRODUÇÃO

Os implantes dentais osseointegráveis foram propostos inicialmente por Branemark e sua equipe para a reabilitação de pacientes edêntulos mandibulares, tendo como principal objetivo a substituição das próteses totais convencionais por uma 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 pelo sistema biomecânico ao qual o implante é exposto. A condição biomecânica e deformação podem induzir reabsorção óssea e falhas como desaperto e fratura de parafusos (Pessoa *et al*, 2007; Maia *et al*, 2008), fratura da porcelana, periimplantite e insatisfação do paciente. O desaperto do parafuso do pilar pode acarretar complicações sérias, como periimplantite ou reabsorção óssea na região próxima à plataforma do implante, devido a mobilidade da prótese (Mendonça *et al*, 2001).

Os sistemas de implantes odontológicos compõem-se basicamente de três partes: o implante, o pilar fixado ao implante por meio de parafuso e o dente, cimentado ou parafusado ao pilar (Silveira-Júnior *et al*, 2002). Junções parafusadas requerem aplicação de torque durante o procedimento de conexão da prótese e do pilar. Adequada força de torção é importante na conquista da resistência antirrotacional, prevenindo a perda da pré-carga e o desaperto do parafuso. Testes mecânicos têm demonstrado correlação direta e inequívoca entre o desajuste

rotacional e a estabilidade articular do parafuso. Pode-se prevenir a rotação com aumento da força de aperto. Entretanto, a vibração do parafuso, a corrosão superficial e lubrificação que ocorrem durante o carregamento funcional podem consumir, 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, 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 da prótese 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; Jörnégus *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 (Jörnégus *et al*, 1992; Castilio, 2006). Também, diferentes geometrias de junções (Balfuor, O'Brien, 1995) e cabeça de parafuso (Jörnégus *et al*, 1992) podem afetar a resistência do sistema.

A integridade mecânica do sistema depende de dois fatores: a área de contato entre os componentes e a efetividade do parafuso (Byrne *et al*, 1998). A força da pré-carga pode ser a maior responsável pela efetividade 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. Utilizar parafusos de cabeça hexagonal em implantes unitários pode diminuir o desaperto 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 (Jörnégus *et al*, 1992).

Parafusos recobertos por DLC (Diamond-Like Carbon), com sistema de lubrificação seca, apresentam menor valor de torque para remoção, antes de

sofrerem carregamento. Isto 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, 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).

Mundim, em 2008, analisou o limite máximo de escoamento em implantes com junção hexagonal externa de diâmetro estreito, regular e implante peça única estreito. O resultado demonstrou que o implante peça única estreito apresentou resistência máxima no limite de escoamento estatisticamente inferior aos outros dois grupos analisados. Os grupos com junção hexagonal externa estreito e regular não apresentaram diferenças estatisticamente significantes.

Dietrich, em 2008 analisou o limite máximo de escoamento em implantes cone-morse (3,5 mm), em implantes com junção hexagonal externa regular (3,75 mm) e estreito (3,25 mm). O menor diâmetro do sistema cone morse não resultou em redução da força máxima no limite de escoamento em relação ao implante hexagonal regular, porém a junção hexagonal externa estreita reduziu significativamente a força máxima no limite de escoamento.

Ao analisarmos aos dois trabalhos supra-citados, que empregaram a mesma metodologia, os mesmos grupos de implantes, hexagonal externo estreito e regular, verificamos que a força máxima no limite de escoamento entre eles foi bastante distintas. Ao analisar mais detalhadamente o que poderia ter provocado esta alteração de valores, em se tratando de mesma metodologia, de mesmo tipo de junção e mesmo diâmetro e fabricante, constatamos que a geometria dos parafusos de pilares era diferente, um grupo apresentava roscas em todo o corpo do parafuso e outro apresentava roscas apenas na extremidade.

Diante da provável importância do parafuso de pilar na estabilidade da junção implante/pilar este estudo visa analisar se a configuração do corpo do parafuso de pilar e se a presença de lubrificante sólido no mesmo influenciam na rigidez do conjunto implante/pilar/parafuso do pilar. A hipótese é que tanto a geometria do corpo do parafuso do pilar, quanto a presença do lubrificante sólido no mesmo influenciariam na rigidez do conjunto implante/pilar/parafuso do pilar.

2- REVISÃO DE LITERATURA

Brånemark *et al.* (1977) publicaram o uso de implantes de titânio osseointegrados para reabilitar pacientes edêntulos. No protocolo cirúrgico inicial, os implantes eram instalados, cobertos por mucoperiósteo e aguardava-se um período para cicatrização de no mínimo 3 meses, sem carga direta sobre eles. Após 9 meses da instalação dos implantes, 91% das próteses foram consideradas estáveis. Após os 10 anos de acompanhamento clínico, 94% das próteses na maxila e 100% das próteses na mandíbula foram consideradas estáveis nos implantes osseointegrados. Neste trabalho foi observada a presença de perda óssea ao redor dos implantes.

Relatos de Jemt *et al.* (1991) sobre acompanhamento de um ano de 380 próteses fixas sobre implantes exibiam taxas de sucesso de 99,5% para os implantes, mas com complicações periimplantares, estabilidade de prótese e afrouxamento de parafusos dos pilares (26%). Os autores sugeriram melhorias na metodologia e maiores pesquisas neste campo.

Em 1992, Journéus e colaboradores analisaram a estabilidade de diferentes configurações e materiais do parafuso de pilar. Utilizaram parafuso de titânio e de liga de ouro e o formato da cabeça cônico ou hexagonal. Alto valor no torque de aperto diminuiu o risco de afrouxamento do parafuso, o que é um problema comum a todos os tipos de parafuso. As prováveis causas são o pequeno torque de aperto e a configuração do parafuso. A pré-carga pode ser a maior responsável pela força de contato entre o pilar e o implante. A configuração da cabeça do parafuso é significativa podendo permitir um torque máximo na introdução do corpo e cabeça do parafuso. O parafuso de cabeça cônica perde parte da fricção do torque entre a cabeça do parafuso e o pilar, dessa forma, reserva menos força no corpo, resultando em menor estabilidade do parafuso. Utilizar parafusos de cabeça hexagonal em implantes unitários pode diminuir o afrouxamento. Os autores relatam ainda que todos os materiais apresentam 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. Quando há um contato total aumenta a elasticidade do parafuso e a dificuldade para desapertar porque há uma ampla força de contato influenciando o parafuso. O resultado do teste demonstrou que um aumento do torque, desde que não exceda as características dos diferentes materiais previne o desaperto.

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 por meio de carga cíclica. A microscopia revelou que a fratura dos implantes ocorre por fadiga associada à perda óssea marginal. Uma força local inicia e propaga a fratura. Devido a uma reabsorção óssea na região coronal do implante, reduzindo o suporte ósseo e aumentando cargas laterais a perda óssea se estende até a região que corresponde ao término do parafuso de fixação. Nessa região existe um espaço vazio no interior do implante (roscas internas). A área de constrição das roscas (vale das roscas) do implante cria uma área de concentração de tensão favorecendo o início e a propagação da fratura.

Procurando determinar o torque necessário para afrouxamento do parafuso do pilar em restaurações sobre implantes unitários após função simulada, Breeding *et al.*, em 1993, compararam três diferentes combinações pilar/implante em dois diferentes períodos de tempo. Um selante adesivo também foi testado para determinar seu efeito no torque necessário para afrouxar os parafusos sob as mesmas condições experimentais. As combinações testadas foram: (1) Implante Calciteck integral Omnilock com desenho de octógono interno e um pilar antirrotacional Integral Omnilock (Calcitek); (2) Implante Bio-Vent com hexágono interno e pilar antirrotacional Hex-lock (Dentsply/Core-Vent); e (3) Implante Minimatic com hexágono externo e pilares anti-rotacionais unitários do mesmo sistema. Sobre cada pilar foi encerado um dente com forma de pré-molar, reproduzindo-se dez réplicas para cada sistema; as quais foram fundidas em liga metálica. Os implantes foram fixados em blocos de resina acrílica autopolimerizável com o auxílio de um delineador e com um mínimo de 24 horas os parafusos dos pilares de um grupo pré-teste, constituídos de quatro combinações pilar/implante, de cada sistema foram apertados com um torque de

22,6 N.cm utilizando um torquímetro (Tohnichi); esta medida foi realizada novamente após dez minutos, e o torque necessário para afrouxar os parafusos foi registrado dois minutos após o aperto, sendo que esta medida foi utilizada como grupo controle. Três grupos foram analisados, observando-se a diferença entre os valores de torque de afrouxamento do grupo pré-teste e os valores de torque de afrouxamento de cada grupo. (1) O grupo 1 foi constituído de cinco combinações de cada sistema, os parafusos foram apertados como no grupo pré teste, e em cada pilar uma coroa foi cimentada com um cimento resinoso; uma hora após a cimentação. Força de 6 kg foi aplicada para cada coroa e foram geradas forças laterais e verticais simulando às forças intraorais; cada amostra recebeu 16.667 ciclos em 3,25 horas; após a aplicação destas forças foi registrado o torque necessário para afrouxar o parafuso, sendo as medidas comparadas com as do grupo pré teste. (2) O grupo 2 também foi constituído de cinco amostras de cada sistema, a diferença com o grupo anterior foi que um selante adesivo (Ceka Bond) foi aplicado antes do aperto do parafuso do pilar, após isto os mesmos procedimentos do grupo anterior foram realizados. (3) O grupo 3 era constituído de cinco amostras de cada sistema, nas quais o adesivo tinha sido aplicado. Neste grupo, as amostras foram submetidas a 100.002 ciclos ou 19,5 horas e como nos grupos anteriores, registrado o torque necessário para afrouxamento dos parafusos. Os resultados encontrados mostraram que:

- O sistema Calcitek Omnilock com octógono interno e o sistema Minimac com hexágono externo, não exibiram diminuição significativa no torque necessário para afrouxar os parafusos após os testes de carga cíclica de 16.667 ciclos e 100.002 ciclos.
- O sistema Core-Vent com hexágono interno exibiu diminuição significativa no torque necessário para o afrouxamento dos parafusos após os testes de carga cíclica.
- O adesivo não aumentou significativamente o torque necessário para o afrouxamento dos parafusos nos sistemas Calcitek e Minimac.
- Quando o adesivo foi utilizado no sistema Core-Vent foi requerido torque significativamente maior para afrouxar os parafusos.

Balfuor e O'brien, em 1995, analisaram diferentes conexões protéticas. Compararam três sistemas de implantes com desenhos diferentes para restaurações de elementos isolados. Conexões de hexágonos externos, octógonos internos e hexágonos internos, com seus respectivos pilares protéticos, foram submetidos a testes de torque, cargas compressivas e testes de fadiga por meio de cargas cíclicas. Para os testes de torque amostras de cada grupo foram fixadas rigidamente, e com um dispositivo de aplicação de torque unido ao pilar, foi aplicada força lateral de torque até que houvesse a falha de um dos componentes, registrando-se o máximo de torque e o modo de falha. Para os testes de cargas compressivas as amostras foram fixadas a uma máquina de ensaios com angulação de 30° para reproduzir a força sob condição clínica de um elemento isolado ou carga sobre um *cantilever*. Nos ensaios de fadiga, as amostras foram submetidas a cargas cíclicas a 14 hertz, sendo registrados os números de ciclos e quando a falha foi evidente. Os resultados do estudo mostraram que nos testes de resistência a torque, os implantes com desenho de octógono interno tiveram comportamento inferior aos outros desenhos, encontrando valores médios de 98,3 N.cm para o hexágono externo, 37,3 N.cm para o octógono interno e 192,1 N.cm para o hexágono interno. O modo de falha para os implantes com hexágono interno foi limitado à conexão do pilar, enquanto que nos implantes de hexágono externo e octógono interno o modo de falha danificou tanto os pilares quanto a conexão do implante, dando como resultado maior estabilidade para os implantes de hexágono interno. Nos testes de cargas compressivas, os resultados mostraram maior resistência no desenho de hexágono interno, sendo necessário força de 814N para provocar a falha; os desenhos de hexágono externo e octógono interno forças de 756 N e 587 N, respectivamente, foram necessárias para provocar falhas nos componentes. Nos testes de fadiga, limites de resistência para os desenhos de hexágono e octógono interno de 367 N e 400 N, respectivamente, foram encontrados, enquanto que no desenho de hexágono externo foi de 242 N; porém três amostras de hexágono externo se mantiveram estáveis após cinco milhões de ciclos, enquanto que dos

desenhos de octógono e hexágono interno 1 e 2 amostras, respectivamente, foram estáveis.

Binon, em 1996-B, analisou amostras de pilares pré-fabricados, não segmentados (tipo UCLA) da ASTM. Elas receberam carregamento axial, fora do longo eixo de 133 N, 1150 ciclos/min verticais e 28 rotações no sentido anti-horário por minuto para determinar a estabilidade do parafuso. O Hexágono interno dos pilares variou de 0.1065 a 0.1110 polegadas. A largura média do hexágono externo do implante era 2.684 milímetros. O desajuste rotacional entre hexágonos internos e externos variou de 1.94 graus para o menor pilar a 14.87 graus para o maior. A falha do parafuso variou de 134.000 a 9.3 milhões de ciclos. A junção com maior torque no parafuso falhou em torno de 6.7 milhões de ciclos. Este estudo indicou que há correlação direta entre desadaptação do hexágono e o afrouxamento do parafuso. Maior a desadaptação da junção, maior a probabilidade do afrouxamento do parafuso. Desajuste rotatório de 2 graus inferiores forneceu maior estabilidade e previsibilidade à junção. A junta parafusada pode ser mais resistente aos desapertos dos parafusos se houver eliminação da desadaptação rotacional. O objetivo primário do aperto da junta parafusada é uma força adequada para firmar, mantendo os componentes unidos. Isso é consumado através da aplicação do torque de aperto, fornecendo ao parafuso uma pré-carga máxima (alongamento) abaixo do limite da fadiga. Quanto maior o carregamento (pré-carga) na junção, maior a resistência ao desaperto do parafuso e melhor a estabilidade da junção. Eventualmente, a aplicação externa de força, dependendo da sua magnitude e duração pode exceder o carregamento do parafuso e causar instabilidade. A presença da desadaptação provoca diminuição da resistência da junção, menor carregamento (pré-carga) e aumento do desaperto do parafuso.

A fricção do parafuso pode aumentar ao ponto do torque adicional conduzir somente à distorção do corpo do parafuso e não a um aumento da pré-carga (Basten *et al*, 1996).

Byrne e colaboradores, em 1998, sabendo que a má adaptação de peças protéticas poderia resultar em problemas biomecânicos e biológicos como

inflamação do tecido circundante, agregação bacteriana, desaperto de parafuso e diminuição da resistência friccional, analisaram a adaptação de componentes pré-fabricados, fundíveis e preparáveis em dois locais: na junção pilar/implante e na interface do parafuso de pilar com o pilar. Eles observaram que quando se usa componentes fundíveis havia aumento na frequência e magnitude das discrepâncias entre pilar/implante e parafuso de pilar e pilar se comparados com implantes pré-fabricados. A integridade mecânica do sistema depende de dois fatores: o contato da área entre os componentes e a efetividade do parafuso. Durante a fundição de componentes fundíveis pode haver distorções que acarretem em diminuição de adaptação do parafuso ao pilar, aumentando o risco do sistema falhar, apresentando problemas biológicos e/ou mecânicos.

Boggan e colaboradores (1999) relatam que o aumento do diâmetro do implante (plataforma) e altura do hexágono reduz a possibilidade de falha nos sistemas de implantes dentais, contribuindo para a estabilidade da junção.

Gratton e colaboradores, em 2001, avaliaram o torque aplicado ao parafuso de pilar de liga de ouro, observando a micromovimentação e dinâmica da fadiga na interface pilar/implante/parafuso. Relataram que as micromovimentações que ocorrem durante a função podem formar micro fendas e permitir a invasão bacteriana na junção parafusada. A tensão é gerada no parafuso e a compressão entre as superfícies ocorre com o alongamento do parafuso. Aumentando-se o torque de aperto, aumenta-se a compressão, conseqüentemente a estabilidade da junção. Outro mecanismo de desaperto pode envolver duas fases, consistindo em diminuição da pré-carga. A primeira fase ocorre com o consumo 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 continuam causando falha do sistema. A utilização de torque mais elevado reduz a micro movimentação, aumentando a estabilidade da junção. Mas o torque não pode ser superior à capacidade elástica do material. Os sistemas pilar/implante que utilizam parafusos que suportam maiores torques exibem menos quantidade de micro movimentos sem comprometimento do sistema em consequência do alto torque.

Araújo e colaboradoras, em 2001, afirmaram que no sistema biomecânico, o parafuso de pilar tem papel significativo ao sustentar o dispositivo que possibilitará a conexão do dente. Suas propriedades mecânicas estão intimamente relacionadas com a longevidade do sistema e possíveis falhas por fadiga ou sobrecarga representam com certeza um desconforto e insegurança ao paciente, além de poder ocasionar a perda da prótese e até do implante. Dessa forma, o parafuso do pilar é uma das mais importantes variáveis do sistema. Ele recebe sobre si a prótese, exposta ao meio bucal e às fortes cargas mastigatórias. Além disso, falha neste elemento é sempre de difícil solução devido à impossibilidade de sua retirada sem afetar o implante. O implante pode estar sujeito a várias condições de carregamentos externos, dependendo da mastigação e do tipo utilizado. Geralmente, são sujeitos a forças de compressão, forças de cisalhamento e momentos fletores, de origem estática e dinâmica e que pode levar os elementos, principalmente os parafusos, a sofrerem falhas estáticas ou por fadiga. Além disso, o parafuso do pilar, devido ao torque aplicado, é sujeito a uma força de tração (pré-carga) e cisalhamento. Estes efeitos são aumentados devido ao torque aplicado ao parafuso de ouro na fixação da coroa. A pré-carga real surge no parafuso em função do torque de aperto do parafuso. Esse 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 uma tração no parafuso. Sabe-se que um pré-carregamento elevado é desejável em uniões importantes. Portanto, deve-se assegurar que o pré-carregamento ideal se processe por ocasião da união entre o pilar e o implante. O torque ideal deve ser aplicado ao parafuso até produzir certo alongamento que seja inferior ao alongamento relativo ao limite de escoamento. Quando o parafuso recebe a pré-carga, ele fica tracionado enquanto que próximo a união pilar/implante existe compressão. Sabe-se que quanto maior a pré-carga melhor a fixação e melhor resistência à fadiga. Evidentemente, é necessária 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 através de ensaios que visem aperfeiçoar o torque aplicado. O parafuso do pilar uma das mais importantes variáveis do sistema pilar/implante.

Mendonça e colaboradores, em 2001, avaliaram 86 pacientes que receberam 209 implantes para reabilitação do tipo total, parcial ou unitária, no período de 1995 a 1997. Observaram que os problemas mais encontrados foram desaperto e fratura do parafuso de ouro, desaperto do parafuso intermediário, fratura da porcelana, prótese mal adaptada, adaptação não passiva, periimplantite e insatisfação do paciente. Quanto aos insucessos, o índice para implantes foi de 3,8% e para as próteses implantadas 5,2%. O desaperto do intermediário, diferentemente do parafuso de ouro, pode acarretar complicações mais sérias, como periimplantite ou reabsorção óssea na região da plataforma do implante, dada a mobilidade da prótese.

Cibirka e companheiros, em 2001, relataram que o modelo inicial de implante, proposto por Brånemark apresenta um hexágono externo na cabeça do implante. Uma das funções deste hexágono seria ajudar na colocação durante a fase cirúrgica. Com a utilização destes em reposições unitárias, outra função seria ajudar na orientação ao colocar o pilar ao implante. Ainda, sugere-se que o hexágono ajudaria “estabilizar” o implante com o pilar e dissipar melhor a força ao osso. Mas a ausência de precisão adaptativa entre os hexágonos poderia favorecer a instabilidade na junção parafusada. A instabilidade entre os componentes pode resultar em afrouxamento do parafuso, falha na restauração e possibilidade de falha na osseointegração. A configuração hexagonal externa pode influenciar no alcance da pré-carga durante o aperto inicial. A pequena distância entre o topo da geometria do implante e o fundo do hexágono interno do pilar diminui a possibilidade de inclinação do parafuso durante a função. A força compressiva gerada no aperto do parafuso de pilar é quem mantém o contato entre a superfície do implante e a superfície do pilar. O sucesso dessa junção parafusada está diretamente relacionada ao estiramento do parafuso do pilar, que ocorre desde o torque de aperto e se mantém por todo tempo. Se houver afrouxamento do parafuso abaixo do nível crítico, a estabilidade da junção pode ser comprometida e potencialmente haverá falha clínica.

Neves e companheiros, em 2001, afirmaram que a grande justeza entre os componentes, desde que respeite a compatibilidade, só traz benefícios, pois aumenta a estabilidade articular. Ainda não há nenhuma norma que regulamente a fabricação de implantes e componentes protéticos, podendo haver diferentes padrões de qualidade, às vezes traduzidos como desadaptações com danos biológicos e/ou mecânicos. Diante disto, analisaram sete diferentes sistemas pilar/implante quanto ao ajuste vertical, horizontal, medidas das plataformas dos implantes e das bases dos componentes e a medida do diâmetro nominal (crista a crista) dos parafusos. Quanto ao ajuste vertical, a maioria da amostra mostrou-se justa. Quanto à desadaptação horizontal, a maioria não estava adaptada. Os diâmetros nominais das roscas do parafuso dos pilares não se encontravam corretos (em apenas uma amostra chegavam a haver cinco medidas), podendo ser responsável pelo desaperto frequente do mesmo.

Keson e colaboradores, em 2001, mediram a pré-carga utilizada na junção parafusada de 7 sistemas comuns apresentando junção hexagonal externa. Cada vez mais, os projetos protéticos estão utilizando a conexão protética direta ao implante, colocando a junção parafusada sob cargas e momentos funcionais diretos. A pré-carga suficientemente elevada da junção parafusada é exigida para manter a integridade do parafuso e conferir longevidade clínica para impedir complicações como o afrouxamento do parafuso e fratura do parafuso. Mediram a pré-carga da junção parafusada. A entrega do torque pelo controlador eletrônico do torque foi variada em ajustes baixos e de alta velocidade. O torque, a pré-carga do meio total medido era 181.6 ± 60.0 N para o limite padrão de Nobel Biocare, 291.3 ± 41.2 N para o limite de Nobel Biocare EsthetiCone, 456.5 ± 44.0 N para o limite de Nobel Biocare MirusCone, 369.7 ± 32.9 N para o borne Titanium do limite 3i, 643.4 ± 143.1 N para o limite de Nobel Biocare CeraOne, 536.3 ± 68.6 N para o de Nobel Biocare; pilar Cilindro do ouro, e 556.9 ± 145.6 N para o limite de Nobel Biocare TiAdapt. A análise estatística revelou diferenças significativas entre sistemas de junções ($< P; .001$) e entre ajustes da velocidade do excitador do torque ($< P; .001$). O pré-carregamento do parafuso na junção hexagonal

externa é dependente do tipo de junção, diâmetro do parafuso, material, a velocidade do torque, e do controlador do torque.

O conceito de reduzir o carregamento não-axial de implantes dentais foi extensamente considerado como o procedimento padrão. Os autores analisaram a biomecânica da distribuição de força no osso ao redor de implantes e dentes naturais durante a função mastigatória. Modelos tridimensionais de elementos finitos de primeiros molares mandibulares e de implantes osseointegráveis na mesma região foram construídos. Após análise observou-se a importância de considerar a oclusão e a mastigação para compreender a biomecânica de implantes orais (Ishigaki *et al*, 2003).

Strub e colaboradores, em 2003, avaliaram a força da fratura e a modalidade de falha em implante unitário com cinco diferentes combinações de junções, antes e depois do carregamento cíclico na boca artificial. Oitenta coroas de incisivos centrais superiores foram fabricadas para cinco grupos de teste com 16 espécimes cada um (grupo 1: Steri-Oss/Novostil; grupo 2: Steri-Oss/limite anatômico; grupo 3: Steri-Oss/em linha reta HL; grupo 4: Limite gêmeo de IMZ +/Esthetic; grupo 5: Osseotite/ouro UCLA). A metade dos espécimes foi envelhecida artificialmente por meio da mastigação, sendo simulada em termociclos. Toda a amostra foi testada para a resistência da força da fratura usando a carga compressiva nas superfícies palatais das coroas. Resultados: Após a exposição ao ambiente oral artificial, a sobrevivência foi: seis no grupo 1; oito nos grupos 2, 3, e 5; e sete em forças medianas da fratura do grupo 4. Antes e depois do carregamento na boca artificial eram 537 N, 817 N, 893 N, 473 N, e 743 N para os grupos 1, 5, respectivamente. Não houve nenhuma diferença estatística significativa na força da fratura antes e depois da exposição à boca artificial. Havia umas diferenças significativas entre os sistemas do implante em ambos os estágios da experiência. Em todos os cinco grupos, a dobra da junção parafusada e as fraturas (exceto o grupo 1) eram após o carregamento estático, e todos os pescoços dos implantes no grupo 4 mostraram distorções. Conclusão: A boca artificial é uma ferramenta útil para verificar a estabilidade da relação do implantar-junção-parafuso. As propriedades físicas dos parafusos e as junções dos parafusos

dos grupos 1 e 4 têm que ser melhoradas. Os grupos 2, 3, e 5 têm o potencial para suportar forças fisiológicas.

Kitamura e colaboradores, em 2004, construíram 9 modelos ósseos com implantes osseointegráveis. Um deles sem reabsorção óssea e oito com variações de diferentes reabsorções. Os modelos receberam carregamento axial e fora do longo eixo. Observaram que uma determinada quantidade de reabsorção óssea ao redor do implante é o resultado da adaptação biomecânica do osso ao ser forçado. Entretanto, como a reabsorção do osso progride, os esforços crescentes no osso e o implante sob a carga lateral pode conduzir à falha do implante.

Wahl e colaboradores, em 2004, observando que as forças mastigatórias são capazes de provocar deformação nos implantes dentais e que estas deformações podem afetar os implantes, a superestrutura protética ou a interface de união dente-implante, promovendo formação de fendas; analisaram pelo método de interferometria a deformação no implante promovida por indução de carregamento dinâmico. Observaram que a elevada precisão nas junções de componentes pré-fabricados é afetada por forças dinâmicas sob o carregamento funcional.

Kano (2004) avaliou o torque de remoção de parafusos antes e após a aplicação de carregamento cíclico, e observou que para junção hexagonal externa, os pilares usinados apresentavam maior valor de torque de remoção antes do carregamento, e que após o carregamento não foi observado diferença entre pilares fundidos e usinados. Comparando pilares usinados com junção hexagonal externa e hexagonal interna, os primeiros apresentaram um valor de torque de remoção após o carregamento maior que os de hexagonal interna.

Wiskott e colaboradores, em 2004, observaram que componentes parafusados pré-carregados (torque de aperto) são mecanicamente superiores aos pilares fundidos e cimentados e aos “compósitos” retidos por parafuso. Observaram ainda que em conectores parafusados, o aumento da pré-carga, aumenta a resistência à fadiga.

Nakamura, em 2005, analisou o torque de afrouxamento de três tipos de parafuso de fixação de pilar. Observou que o maior valor de torque de remoção

quando se analisa junção hexagonal externa foram parafusos de pilares de ouro, se comparados com os de titânio convencional. Mas quando se compara na junção hexagonal interna, os de titânio apresentaram melhores resultados.

Falcão-Filho analisou, em 2005, cilindros protéticos calcináveis e pré-fabricados fundidos em duas diferentes ligas metálicas e a perda do torque do parafuso e a relação entre estas variáveis. A análise foi feita ao microscópio eletrônico antes e após o torque. O resultado demonstrou que cilindros pré-fabricados proporcionam menores valores de desadaptação comparados com os calcináveis. A desadaptação influencia diretamente na perda de torque nos parafusos.

Panza, em 2006, avaliou a manutenção da pré-carga de parafusos de ouro, após a aplicação de carga simulada, por meio da realização de ciclagem mecânica do conjunto protético, e também observou a ocorrência de rotação da coroa ou do intermediário protético em relação aos implantes. A manutenção da pré-carga dos parafusos foi avaliada pelo destorque dos parafusos, após a realização do ensaio de fadiga, com a utilização de um torquímetro digital. Ele analisou junção hexagonal interna e externa e pilares com angulação de 17° e sem angulação. Para o parafuso de ouro, ocorreu diferença estatisticamente significativa entre os tipos junção, mas sem interação com o tipo de intermediário. No entanto, para o parafuso do pilar ocorreu diferença significativa tanto para o tipo de implante como entre os intermediários, com interação entre os fatores. A análise estatística apontou desempenho melhor para a manutenção da pré-carga inicial dos parafusos, nos intermediários angulados tanto nos implantes de hexágono interno, quanto nos de hexágono externo. Nenhum dos corpos de prova apresentou rotação de coroa ou intermediário protético quando analisados ao microscópio.

Castilio e companheiros, em 2006, analisaram a influência do tipo de parafuso, liga e posição do cilindro na adaptação marginal de infra-estruturas sobre implantes antes e após a soldagem a laser. Os parafusos usados foram hexagonais de titânio e de ouro com fenda. Observaram que quando os componentes foram fundidos em titânio os parafusos de ouro fendados e os hexagonais de titânio não apresentaram diferenças. Mas quando os componentes

foram fundidos em cromo-cobalto diferenças estatisticamente foram encontradas, apresentando melhor resultado os parafusos de ouro fendados. 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. Mas que diferentes ligas metálicas exercem influência nos resultados.

Wiskott e colaboradores, em 2007, analisaram a resistência à fadiga de cerâmica e de pilares múltiplos e de implantes simples. Observaram que a resistência à fadiga de cerâmica e de pilares para implantes múltiplos foi de aproximadamente 20% menos do que a de implantes simples. Observaram também que o mecanismo antirrotational não participa na resistência mecânica.

Coopede, em 2007, verificou se as diferenças estruturais dos sistemas de junções internas influenciam em sua resistência à fratura. Sua amostra foi composta por 20 implantes cônicos de 4,4mm x 13 mm: 10 com junção em hexágono interno e 10 com junção cone Morse. 20 pilares foram utilizados, 10 para implantes hexágono interno com um parafuso trespassante de fixação e 10 para implantes cone Morse sólidos. Os testes foram realizados em máquina universal de ensaio mecânico, com célula de carga de 500Kgf, com deslocamento de 1 mm/min, numa inclinação de 45°. A força máxima de deformação e a força de fratura foram analisadas. Ele observou que a média da força máxima de deformação do grupo cone Morse foi superior à do grupo Hexagonal interno. Nenhuma fratura aconteceu com o grupo cone morse embora houve deformação permanente. No grupo com hexágono interno, as fraturas acontecem sempre no parafuso de fixação. Concluíram que o desenho sólido do grupo cone Morse proporciona maior resistência à deformação e a fratura em comparação aos pilares hexagonais internos.

Theoharidou e colaboradores, em 2008, realizaram revisão sistemática de literatura sobre desaperto de parafusos de pilar em restaurações de implantes unitários. A intenção dos autores foi verificar se diferentes geometrias de junção pilar/implante poderiam afetar a incidência de desaperto do parafuso de pilar. Observaram que o desaperto do parafuso de pilar é um evento raro e não

influenciado pela geometria da junção quando o torque característico da junção é empregado.

Stüker e colaboradores, em 2008, observaram que parafuso de ouro deve ser o material de escolha para fixação, uma vez que produziram os maiores valores pré-carga, seguido por superfície tratada de parafusos de titânio e parafusos de titânio convencional. Observaram também que para a remoção os maiores valores foram encontrados nos parafusos de titânio convencional, seguido pelos de ouro e superfície tratada de parafusos de titânio.

Bernardes (2008) analisou a variação da pré-carga de parafusos durante os cinco primeiros minutos depois de cada uma de cinco sequências de aperto e desaperto de parafusos de implantes dentários com diferentes sistemas de retenção pilar/implante. Analisaram junção hexagonal externa, hexagonal interna, cônica interna, parafusos de pilar de titânio e titânio recobertos com DLC, sob diferentes torques. Entre os diferentes sistemas de retenção pilar/implante estudados, pôde-se concluir que: existem relações únicas entre o valor de torque aplicado no parafuso e a pré-carga gerada sobre o terço cervical do implante; essas são diretamente influenciadas pelo desenho da interface pilar/implante, tipo de parafuso de retenção e valor de torque aplicado; não foi observada perda de pré-carga dos parafusos de pilares, nem perda de resistência à torção no sentido anti-rotacional dos parafusos depois de esperados 5 minutos em 5 sequências de aperto/desaperto.

Mundim, 2008, testou a hipótese de que a redução do diâmetro do implante reduz a força máxima necessária para atingir o limite de escoamento do implante com junção hexagonal externa de diâmetro estreito (3,25mm) e regular (3,75mm) e implante peça única de diâmetro ainda mais estreito (2,35mm). Cada grupo possuía dez amostras. A força máxima no limite de escoamento foi analisada por meio do ensaio de flexão, com força aplicada perpendicular ao longo eixo do implante, em máquina de ensaio mecânico na velocidade de 0,5mm/min. O resultado demonstrou que o implante peça única estreito apresentou resistência máxima no limite de escoamento estatisticamente inferior aos outros dois grupos

analisados. Os grupos com junção hexagonal externa estreita e regular não apresentaram diferenças estatisticamente significantes.

Dietrich, 2008, comparou a força máxima no limite de escoamento por meio de ensaio de flexão de 4 grupos: HER: Dez implantes cilíndricos tipo hexágono externo, com diâmetro de 3,75 mm com dez pilares antirrotacionais “munhão universal” de 4,5 x 6,0 x 1,0mm e parafusos de titânio, com comprimento exposto de 4mm até a plataforma; HEE: Dez implantes cilíndricos, tipo hexágono externo, com diâmetro de 3,3mm com dez pilares anti-rotacionais “munhão personalizado” de 3,3 x 4,5mm e parafusos de titânio, com comprimento exposto de 4mm até a plataforma; CM1: Dez implantes cilíndricos, tipo cônico interno, com diâmetro de 3,5mm com dez pilares “munhão universal” de 4,5 x 6,0 x 1,5mm e parafuso passante, com comprimento exposto de 4mm até a plataforma; CM2: dez implantes cilíndricos, tipo cônico interno, com diâmetro de 3,5mm e com dez pilares “munhão universal” de 4,5 x 6,0 x 1,5mm e parafuso passante, submerso 1mm no dispositivo, simulando um correto posicionamento intra-ósseo. O menor diâmetro do sistema cone morse (CM1) não resultou em redução da Fle em relação ao implante regular (HER), porém a redução de 0,45mm do diâmetro dos implantes de conexão hexágono externo (HEE) reduziu significativamente a Fle. A exposição do implante cone morse (CM1) resultou em redução significativa da Fle comparado aos resultados obtidos no grupo CM2, onde os implantes foram posicionados totalmente submersos, conforme indicado pelo fabricante. Os implantes cone morse com diâmetro estreito aqui estudados sugerem a possibilidade de indicações mais amplas, sendo necessário mais estudos para afirmações mais conclusivas.

3-PROPOSIÇÃO

- Comparar a força máxima no limite de escoamento à flexão (Fle) do sistema implante, pilar munhão universal fixado por parafusos de pilar de diferentes geometrias (parafuso com rosca apenas na extremidade versus rosca no corpo todo).
- Comparar a força máxima no limite de escoamento à flexão (Fle) do sistema implante, pilar munhão universal fixado por parafusos de pilar de diferentes materiais (titânio versus titânio revestido em lubrificante sólido).

4- MATERIAL E MÉTODO

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

4.1- Amostras

Quarenta pilares tipo Munhão Universal 4,5 mm x 2 mm x 6 mm (NEODENT, Curitiba, Brasil) foram conectados a 40 implantes de junção hexagonal externa, 13 mm x 4 mm (NEODENT, Curitiba, Brasil) por meio de quatro tipos de parafusos de titânio para chave sextavada. Portanto, quatro grupos resultaram da combinação de duas diferentes formas geométricas e dois tipos de superfície do parafuso (n=10) que são:

Grupo FE (parafuso de titânio fresado com rosca na extremidade),

Grupo FT (parafuso de titânio fresado com rosca em todo o comprimento),

Grupo LE (parafuso de titânio revestido com lubrificante sólido e rosca na extremidade),

Grupo LT (parafuso de titânio com lubrificante sólido e rosca em todo o seu comprimento).

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)

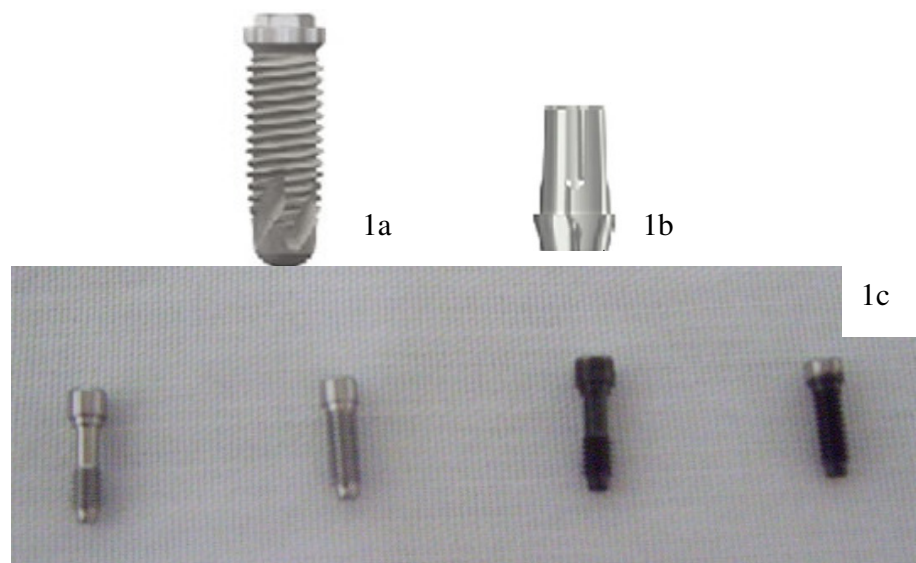


Figura 1 - a) Implante HE 4.0 mm x 13 mm, b) Munhão universal 4.5 x 6 x 2 mm, c) Parafusos: FE, FT, LE, LT, respectivamente

4.2- Dispositivo experimental:

Os implantes foram inseridos na estativa fixada à máquina de ensaio mecânico (Serra, 2004). A estativa é constituída por um cubo de aço (5 cm x 5 cm x 5 cm) 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). Ela possui orifícios com 6 mm de diâmetro para a colocação dos implantes a serem testados e uma trava do tipo Allen, impedindo a movimentação do implante durante o teste. Este dispositivo também foi utilizado por Mundim (2008) e Dietrich (2008).

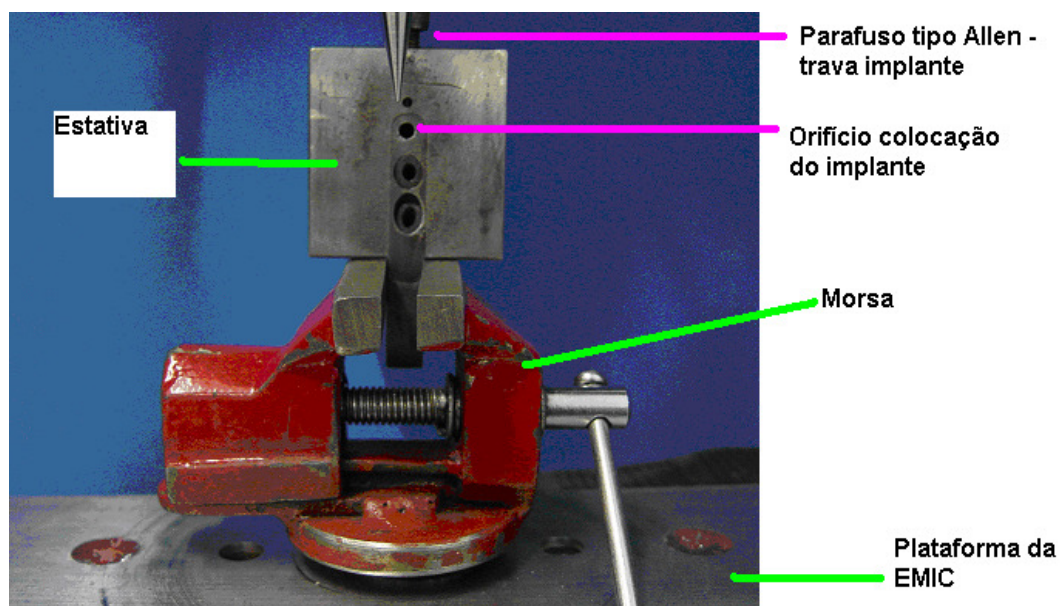


Figura 2 – dispositivo experimental

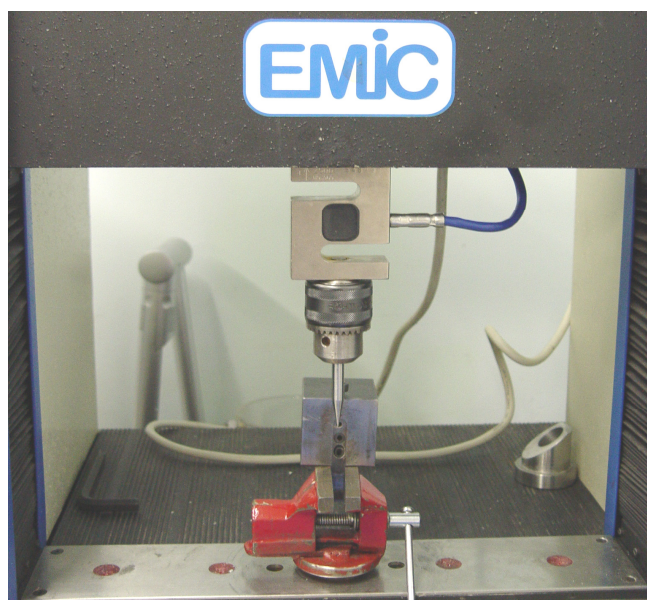


Figura 3 - Dispositivo experimental acoplado à EMIC.

Para padronizar a profundidade de instalação dos implantes foi utilizado um gabarito em aço com recorte de 4.7 mm, propiciando que 4,0mm do comprimento do implante ficassem fora do “alvéolo” criado na estativa, já que 0,7 mm referente à altura do Hexágono Externo do implante fica internamente ao pilar Munhão Universal (figura 4). Estes 4,0 mm expostos foram utilizados para simular reabsorção acentuada da crista óssea marginal, condição clínica que deixa o implante mais vulnerável a uma possível fratura.

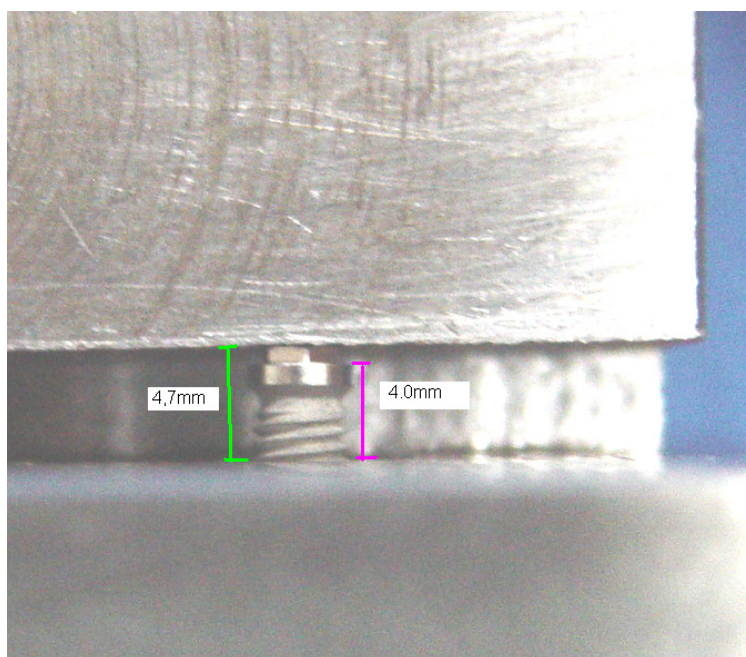


Figura 4 - Ajuste padrão dos implantes na estativa

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 de acordo com o grupo experimental. Em todos os grupos o parafuso do pilar recebeu torque de 20 Ncm por meio de chave digital 1.2 mm e torquímetro (NEODENT, Curitiba, Brasil) (figura 5).



Figura 5 – Sistema implante, pilar e parafuso recebendo torque de 20N

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

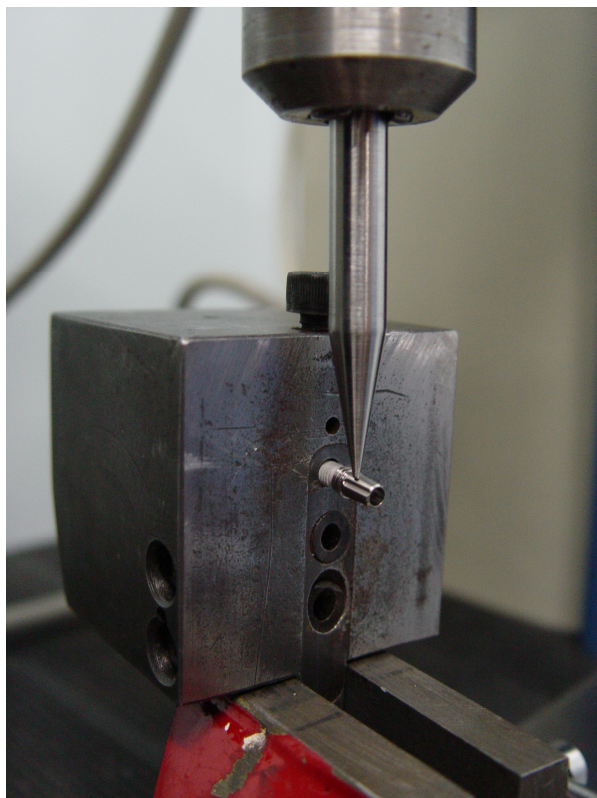


Figura 6 – Posicionamento da ponta aplicadora de força.

Após o posicionamento do implante na estativa, esta era levada à máquina de ensaio mecânico (figura 3). O conjunto pilar/parafuso/implante foi submetido ao carregamento de flexão por meio de uma ponta aplicadora de carga, 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, tornando difíceis os cálculos dos gráficos. Foi utilizada célula de carga de 500 Kg (Kg 500, EMIC, São José dos Pinhais, Paraná, Brasil).

4.3- 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 deslocamento superior a 3,0 mm ou queda abrupta da resistência à força devido à fratura da amostra. Este grau de deslocamento foi definido após verificar, durante o teste piloto, fratura do implante quando a deformação era superior a 3 mm, ou deformação permanente do mesmo.

O computador foi conectado à célula de carga pelo programa VirMAq e programado pelo TESC para registrar a força aplicada durante a flexão do sistema pilar/parafuso/implante. No TESC registrava-se o diâmetro do implante testado. O comportamento mecânico dos implantes foi transferido ao computador e registrado na forma de curvas de força (N) x deslocamento (mm) (figura 7).

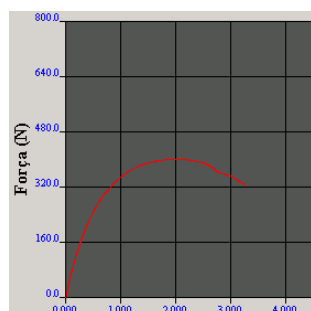


Figura 7 – Exemplo de gráfico gerado pelo programa TESC para o teste.

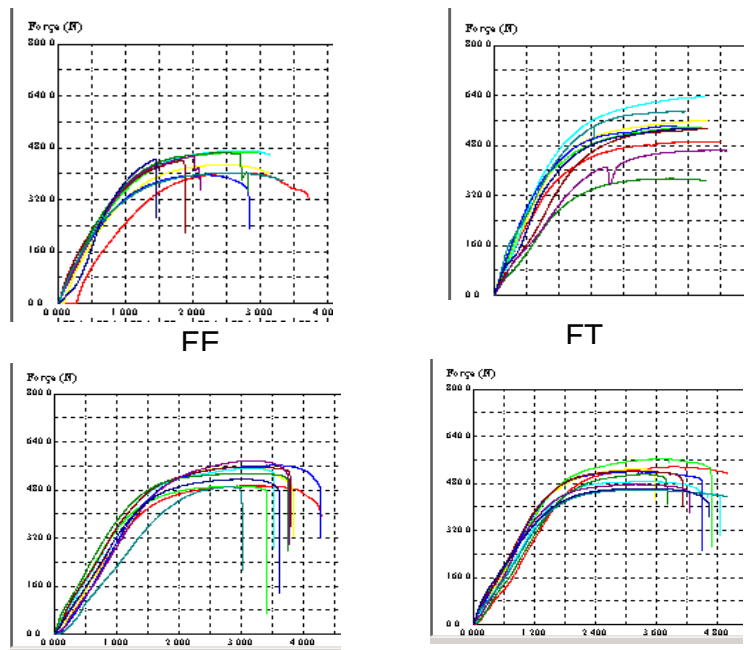


Figura 8 - Gráfico gerado pelo TESC com os comportamentos mecânicos de cada grupo.

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. Os gráficos em tamanho maior para visualização individual encontram-se em anexo.

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 visual 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% (ϵ) (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 um modelo analítico para a obtenção do deslocamento (d_y) em relação à deformação de 0,2% do titânio. 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).

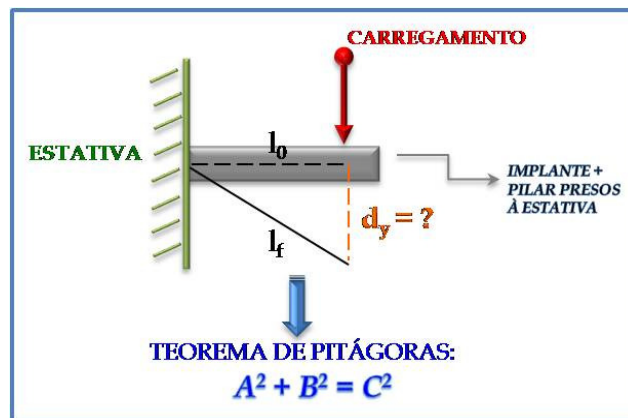


Figura 9 - Modelo analítico demonstrando a utilização do Teorema de Pitágoras (Dietrich, 2008)

O comprimento inicial era de 8 mm, sendo 4 mm correspondente à porção do implante externa à estativa e 4 mm 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:

$$\Delta l = l_f - l_0 \quad (1) \quad \epsilon = \Delta l / l_0 \quad (2)$$

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

$$(a)^2 + (b)^2 = (c)^2 \quad \text{ou} \quad \ell_0^2 + d_y^2 = \ell_f^2 \quad (3)$$

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 $d_y \approx 0,51$ 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 à 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, 0,51 mm. Deste ponto (0,51 mm) traçou-se uma reta pontilhada paralela à que delimitou o limite elástico do material. O cruzamento desta com a curva construída pelo TESC representa 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).

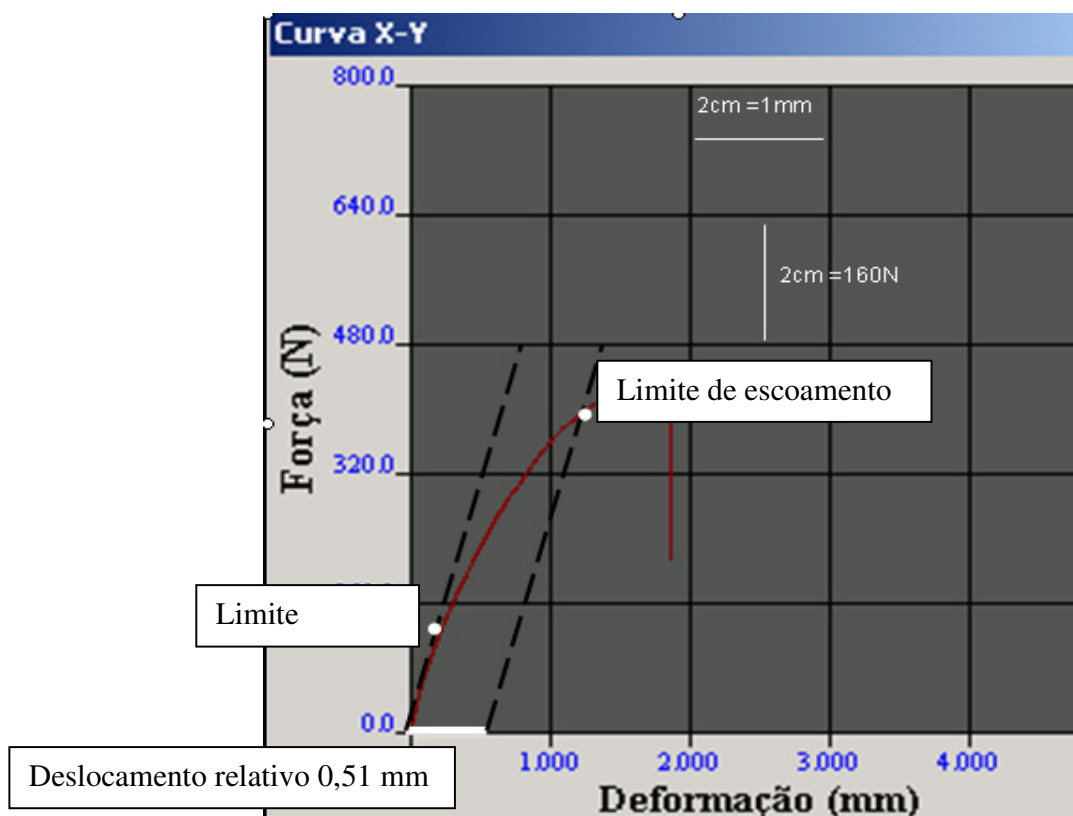


Figura 10 - Demonstração de como foi encontrada a Força que corresponde ao limite de escoamento máximo em cada amostra.

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 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 U de Mann-Whitney U. Para todos os testes foi estabelecido o nível de significância de $\alpha = 0,05$.

5- RESULTADOS

Os resultados obtidos foram tabulados e podem ser observados nos gráficos das figuras 11, 12 e 13.

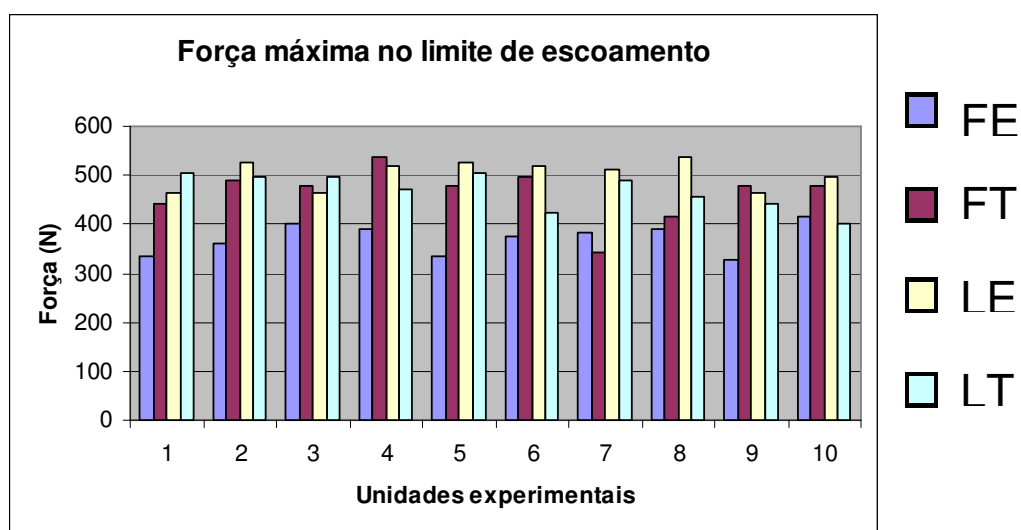


Figura 11 – Gráfico mostrando a força máxima no limite de escoamento de cada espécime (n =10) dos 4 grupos.

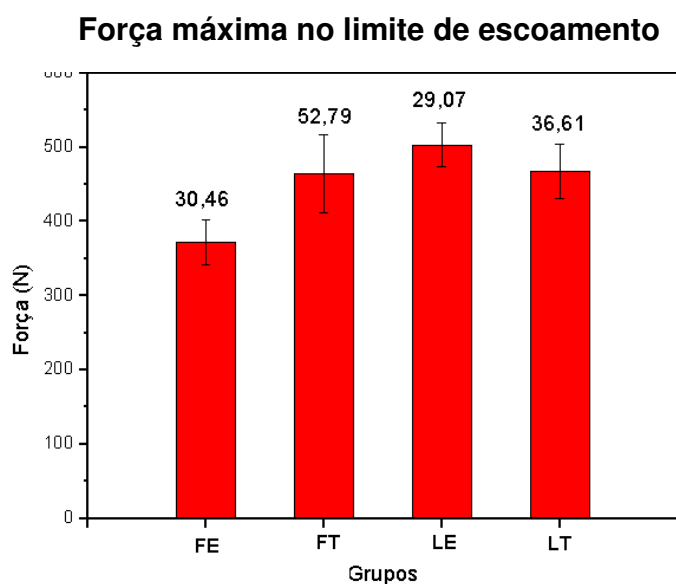


Figura 12 – Gráfico demonstrando a média da força máxima no limite de escoamento de todos os grupos, bem como o desvio padrão dos mesmos.

Força máxima no limite de escoamento em cada amostra				
Amostra	Grupos			
	FE	FT	LE	LT
1	336 N	440 N	464 N	504 N
2	360 N	488 N	528 N	496 N
3	400 N	480 N	464 N	496 N
4	392 N	536 N	520 N	472 N
5	336 N	480 N	520 N	504 N
6	376 N	496 N	520 N	424 N
7	384 N	344 N	512 N	488 N
8	392 N	416 N	536 N	456 N
9	328 N	480 N	464 N	440 N
10	416 N	480 N	496 N	400 N
MÉDIA	372 N	464 N	503,2 N	468 N
DESVIO PADRÃO	30,46	52,8	29,07	36,61

Os dados na tabela da figura 13 foram analisados estatisticamente. Inicialmente foi verificado se tratava de dados normal ou não-normal. Para isso foi feita a análise de simetria e homogeneidade. No teste de simetria analisamos a assimetria e curtose, que podem ser visualizadas na figura 14. Nesta análise as

freqüências deveriam estar entre + 2 e - 2, para que fossem considerados simétricos. Na tabela da figura 14 foi demonstrado que o grupo FT, não é simétrico, nos conduzindo assim, para a realização da estatística com testes não paramétricos.

Statistics

	FE	FT	LE	LT
N Valid	10	10	10	10
Missing	0	0	0	0
Variance	928,000	2787,556	807,822	1340,444
Skewness	-,272	-1,336	-,594	-,787
Std. Error of Skewness	,687	,687	,687	,687
Kurtosis	-1,341	2,444	-1,488	-,633
Std. Error of Kurtosis	1,334	1,334	1,334	1,334

Figura 14 – 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 da figura 15.

Test Statistics(a,b)

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

a Kruskal Wallis Test

b Grouping Variable: ETIQUETA

Figura 15 - Mostra que houve diferença estatisticamente significante entre os grupos analisados.

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)

	G1XG2
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)

a Not corrected for ties.

b Grouping Variable: eti1

Figura 16 - Demonstra que entre o Grupo FE e o FT houve diferença estatisticamente significativa.

Test Statistics(b)

	G1XG3
Mann-Whitney U	,000
Wilcoxon W	55,000
Z	-3,794
Asymp. Sig. (2-tailed)	,000
Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]	,000(a)

a Not corrected for ties.

b Grouping Variable: eti1X3

Figura 17 - Demonstra que entre o Grupo FE e o LE houve diferença estatisticamente significativa.

Test Statistics(b)

	G1XG4
Mann-Whitney U	1,500
Wilcoxon W	56,500
Z	-3,673
Asymp. Sig. (2-tailed)	,000
Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]	,000(a)

a Not corrected for ties.

b Grouping Variable: eti1X4

Figura 18 - Demonstra que entre o Grupo FE e o LT houve diferença estatisticamente significativa.

Test Statistics(b)	G2XG3
Mann-Whitney U	28,000
Wilcoxon W	83,000
Z	-1,676
Asymp. Sig. (2-tailed)	,094
Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]	,105(a)

a Not corrected for ties.

b Grouping Variable: eti2X3

Figura 19 - Demonstra que entre o Grupo FT e o LE NÃO houve diferença estatisticamente significativa.

Test Statistics(b)	G2XG4
Mann-Whitney U	46,000
Wilcoxon W	101,000
Z	-,304
Asymp. Sig. (2-tailed)	,761
Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]	,796(a)

a Not corrected for ties.

b Grouping Variable: etic2x4

Figura 20 - Demonstra que entre o Grupo FT e o LT NÃO houve diferença estatisticamente significativa.

Test Statistics(b)	G3XG4
Mann-Whitney U	21,000
Wilcoxon W	76,000
Z	-2,203
Asymp. Sig. (2-tailed)	,028
Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]	,029(a)

a Not corrected for ties.

b Grouping Variable: etic3x4

Figura 21 - Demonstra que entre o Grupo LE e o LT houve diferença estatisticamente significativa.

Foi encontrada diferença estatisticamente significativa entre os grupos FE com todos os outros e entre o grupo LE x LT. O grupo que apresentou o melhor resultado foi o grupo LE, seguido do LT e do FT, iguais estatisticamente, e o pior resultado foi encontrado no grupo FE.

6- DISCUSSÃO

A hipótese testada de que tanto a geometria, quanto a presença do lubrificante sólido influenciariam na rigidez do conjunto implante/pilar/parafuso do pilar foi confirmada. Tanto a geometria do corpo do parafuso quanto a presença de lubrificante sólido (DLC) nas roscas do parafuso do pilar influenciam na força máxima no limite de escoamento à flexão do conjunto pilar/parafuso/implante, ou seja, na resistência do conjunto quando submetido a 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 friáveis 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 sistema (Dietrich, 2008).

Dentre as limitações deste estudo, podemos relatar um deslizamento da ponta aplicadora de força que foi percebida pela célula de carga utilizada, o que para a célula de carga simulou 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 à 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 apresentar deformação plástica. Baseado nesta complicação durante o estudo é sugerido que em estudos futuros a ponta aplicadora seja otimizada.

Neste estudo, a rigidez do sistema 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).

Os sistemas de implantes odontológicos compõem-se basicamente de três partes: o implante, o pilar parafusado ao implante e o dente, que é cimentado ou parafusado ao pilar (Silveira-Júnior *et al*, 2002).

As falhas mecânicas são associadas com a instabilidade da junção parafusada entre o implante e o componente protético (Cibirka *et al*, 2001). Concordamos com o autor supra-citado, o qual afirma que os parafusos são peças muito importantes para manutenção da estabilidade das junções. Ele recebe sobre si a prótese, exposta ao meio bucal e às fortes cargas mastigatórias. Uma falha neste elemento é sempre de difícil solução devido à dificuldade de sua retirada sem afetar o implante. Além disso, o parafuso do pilar, devido ao torque aplicado, é sujeito a uma força de tração (pré-carga) e cisalhamento. Estes efeitos são aumentados devido ao torque aplicado ao parafuso de ouro na fixação da coroa (Araujo *et al*, 2001).

A força compressiva gerada no aperto do parafuso do pilar é quem mantém o contato entre a superfície do implante e a superfície do pilar. O sucesso dessa junção parafusada está diretamente relacionada ao estiramento do parafuso do pilar que ocorre desde o torque de aperto e que se mantém por todo tempo. Se houver afrouxamento do parafuso abaixo do nível crítico, a estabilidade da junção pode ser comprometida e potencialmente sujeita a falha clínica (Cibirka *et al*, 2001).

Portanto, o objetivo primário do aperto da junta parafusada é uma força adequada para manter os componentes unidos. Isso é consumado através da aplicação do torque de aperto, fornecendo ao parafuso a pré-carga máxima (alongamento) abaixo do limite da fadiga. Quanto maior o carregamento (pré-carga) na junção, maior a resistência ao desaperto do parafuso e melhor a estabilidade da junção (Binon, 1996a).

A pré-carga real surge no parafuso em função do torque de aperto do parafuso. Os parafusos de titânio revestidos por DLC (lubrificante sólido) exibiram os melhores resultados. Na análise estatística observamos que entre os grupos de

mesma geometria com roscas apenas na extremidade, mas com diferentes tipos de superfície, isto é, com e sem o lubrificante sólido (DLC) houve diferenças estatisticamente significantes ($LE > FE$). No entanto, na análise dos grupos possuindo roscas em todo o corpo, também diferindo quanto à presença do lubrificante sólido, não apresentam diferença estatisticamente significativa. Esse resultado confirma a afirmação de Araújo e colaboradores em 2001 que consideram que a maior parte do torque utilizado no aperto é perdido no atrito entre os filetes do parafuso com os do implante. A utilização de um lubrificante reduz o atrito entre as partes, facilitando o deslizamento e, conseqüentemente, reservando maior carga para produzir tração no parafuso e dessa forma melhorar o contato entre pilar e implante. Ou seja, o menor coeficiente de fricção entre as roscas do implante e do parafuso poderia resultar em maiores valores de pré-carga. Dessa forma, os parafusos revestidos por lubrificante sólido apresentam pequeno coeficiente de fricção, alto valor de pré-carga e, conseqüentemente, maior resistência do conjunto implante/pilar (Journéus *et al*, 1992; Bernardes, 2008).

Ainda, havendo redução do atrito friccional poderia haver ampliação da quantidade de voltas do parafuso com um mesmo valor de torque (Binon, 2000b; Bernardes, 2008). Dessa forma, quanto menos torque for transformado em fricção e calor, maior seria a transformação em torque útil (BINON, 2000b).

O resultado desta pesquisa também confirma o exposto por Gratton e colaboradores (2001), ao afirmarem que sistemas pilar/implante que utilizaram parafusos que suportam maiores valores de torque, exibiram menor quantidade de micromovimentos, maior estabilidade na junção do sistema pilar/implante, sem comprometimento aparente do sistema em consequência do alto torque.

Quando comparados os grupos sem DLC, mas com quantidades diferentes de roscas, o grupo de parafusos contendo roscas em todo o seu comprimento apresentou resultado estatisticamente significativo na resistência do conjunto pilar/parafuso de pilar/implante em relação aos com roscas na apenas 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).

Quando há contato total entre as superfícies haverá aumento da elasticidade do alongamento do parafuso, e ampliação da dificuldade para o desaperto porque há ampla força de contato influenciando o parafuso. O alto rendimento do parafuso e a pequena deformação plástica dependem da carga aplicada (Journéus *et al.*, 1992). O torque ideal deve ser aplicado ao parafuso até produzir certo alongamento que seja inferior ao alongamento relativo ao limite de escoamento (Araújo *et al.*, 2001). O aumento do torque, desde que não exceda as características dos diferentes materiais melhora a estabilidade por gerarem maior dificuldade de desaperto (Journéus *et al.*, 1992; Araújo *et al.*, 2001).

Portanto, demonstrou-se que parafuso de pilar sem DLC 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.

Neves e colaboradores, em 2005, apud Morgan, (1993) relatam que implantes fraturam por fadiga e não por sobrecarga. A força local para iniciar e propagar a fratura é resultante de três condições: reabsorção óssea na região coronal do implante, que diminui o suporte ósseo e aumenta às cargas laterais ao implante; perda óssea que se estende até a região que corresponde ao término do parafuso de fixação porque nessa região existe um espaço vazio no interior do implante (roscas internas) e a área de constrição das roscas (vale das roscas) do implante cria uma área de concentração de tensões, favorecendo o início e a propagação da fratura. Os parafusos de pilar de titânio que apresentam roscas apenas na extremidade podem ter apresentado esse resultado mais susceptível à falha devido ao espaço vazio no interior do implante, concordando assim, com o exposto pelos autores supra-citados.

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 sem a presença de lubrificantes. 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 área de contato friccional em relação a um implante contendo um parafuso com menor quantidade de roscas, significando a existência de espaços vazios entre parafuso e implante.

Na comparação entre os parafusos contendo DLC houve diferença estatisticamente significativa. O grupo LE - roscas apenas em sua extremidade, exibiu resultado superior ($LE > LT$). A utilização do lubrificante sólido como descrito anteriormente reduz muito o coeficiente de fricção. Pode-se sugerir que o aumento das roscas, no corpo do parafuso para implantes revestidos com DLC aumentou a superfície em contato com o lubrificante sólido, dificultando a manutenção da pré-carga. Ou seja, com um menor valor de atrito friccional entre o parafuso e o implante, que teoricamente aumentaria os valores de pré-carga, poderia dificultar a manutenção e estabilidade da pré-carga por facilitar o processo de desaperto (BERNARDES, 2008; ELIAS *et al*, 2006). O processo de desaperto do parafuso ocorre em duas fases envolvendo a diminuição da pré-carga. A primeira fase ocorre com o desgaste da pré-carga causado pelo deslize entre as partes em decorrência de forças funcionais e parafuncionais. Na segunda fase, ocorre o desaperto quando a pré-carga foi praticamente eliminada e o carregamento ou vibrações externas continuam atuando no sistema (Gratton *et al*, 2001). O contato da área entre os componentes e a efetividade do parafuso é imprescindível na estabilidade mecânica do sistema (Byrne *et al*, 1998). Considerando que o desaperto inicia pelo deslize das partes em contato, e que em parafuso com rosca em todo o corpo apresenta aumento da área de contato, e ainda que utilizando DLC nesse parafuso aumentaremos bastante o lubrificante em contato com as áreas, o que poderia favorecer o deslize, ou a dificuldade de manutenção da pré-carga. Dessa forma, podemos inferir que para parafusos revestidos com DLC, o aumento da área de contato (roscas do parafuso) atua negativamente na resistência da junção parafusada.

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. Mas que diferentes materiais exerceriam influência nos resultados.

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 serem 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 nos grupos FE e LE logo após excederem seu limite máximo de escoamento houve fratura de algumas amostras, o que não foi detectado nos grupos FT e LT. Pode-se sugerir que este resultado foi devido ao aumento da quantidade de roscas no corpo do parafuso. Balfuor e O'brien (1995)

observaram que ao carregamento compressivo todas as amostras da junção hexagonal interna e octogonal interna falharam na primeira rosca e o implante sofreu deformação. Em ambas as geometrias o parafuso do pilar pôde ser removido e o implante restaurado. Entretanto, nas amostras de junção hexagonal externa, o parafuso de pilar de titânio falhou na câmara interna a primeira linha dificultando a restauração.

Vale lembrar que em situações clínica quanto mais superficial o dano maior será a facilidade de reparo, ou seja, os parafusos com rosca somente na extremidade apresentaram em alguns casos fratura do parafuso no início da área rosqueada. Se fossemos analisar apenas os parafusos de pilares seria mais fácil remover parafusos entortados que fraturados, mas quando analisamos o sistema pilar/implante/parafuso, observamos que nos casos onde não houve fratura do parafuso, quem foi injuriado foi o implante. Pensando desta forma indicaríamos a utilização de parafusos de pilar com rosca somente na extremidade. E ao analisarmos a presença ou não do lubrificante sólido, verificamos estatisticamente significativa o quanto a presença do lubrificante sólido influencia positivamente na rigidez do sistema. Diante dos resultados deste trabalho sugerimos estudos posteriores verificando a resistência à fratura do sistema.

7- CONCLUSÃO

Considerando os resultados e as limitações deste estudo, pode-se concluir que:

- Parafusos de pilar em titânio com roscas em toda sua extensão proporcionam aumento significativo na resistência à flexão do conjunto pilar/implante/parafuso quando comparados ao parafuso com roscas somente na extremidade, ambos sem DLC.
- Parafusos de titânio com roscas na extremidade e revestidos por lubrificantes sólidos (DLC) proporcionam aumento da resistência à flexão ao conjunto implante/pilar/parafuso de pilar em relação a parafusos apenas fresados. No entanto, se o parafuso apresentar roscas em todo seu corpo, a presença do DLC não implica em aumento da resistência à flexão.

8 - REFERÊNCIAS:

- 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 – COBEM** 2001; 1: 314 – 323.
- 3- Balfuor A, O'brien GR. Comparative study of antirotational single tooth abutments. **J Prosthet Dent** 1995; 73(1): 36-43.
- 4- Basten CH, Nicholls JI, Daly CH; Taggart R. Load fatigue performance of two implant-abutment combinations. **J Oral Maxillofac Implants** 1996; 11(4):522-528.
- 5- Bernardes SR. **Avaliação mecânica da estabilidade de parafusos protéticos em diferentes sistemas de retenção pilar/implante**. [tese] Ribeirão Preto: FORP/USP; 2008.
- 6- Binon PP. The spline implant: design, engineering, and evaluation. **Int J Prosthodont** 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. **Int J Prosthodont** 1996; 9(6): 511-519.
- 9- Boggan RS, Strong JT, Misch CE, Bidez MW. Influence of hex geometry and prosthetic table width on static and fatigue strength of dental implants. **J Prosthet Dent** 1999; 82:436-40.
- 10- Brånemark P-I. Osseointegration and its experimental background. **J Prosthet Dent** 1983; 50:399-410.
- 11- 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.
- 12- Brunski JB, Puelo DA, 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. **J Prosthet Dent** 1998; 80: 184-92.

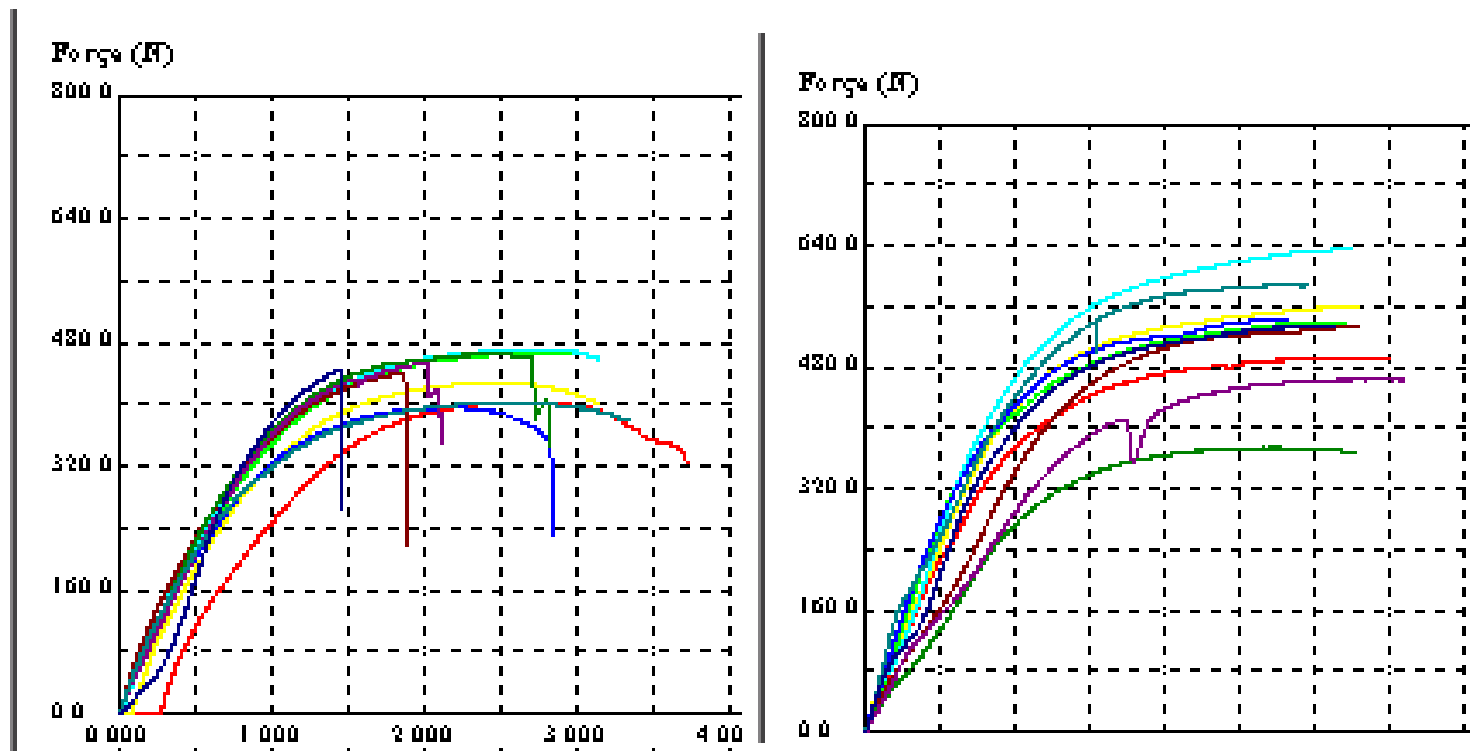
- 14- Castilio D, Pedreira APRV, Rossetti PHO, Rossetti LMN, Bonachela WC. The influence of screw type, alloy and cylinder position on the marginal fit of implant frameworks before and after laser welding. **J Appl Oral Sci** 2006; 14(2):77-81.
- 15- Cibirka RM, Nelson SK, Lang BR, Rueggeberg FA. Examination of the implant-abutment interface after fatigue testing. **J Prosthet Dent** 2001; 85: 268-75.
- 16- Dietrich L. **Avaliação da força máxima no limite de escoamento do implante cônico interno (3,5mm) comparado aos implantes hexágono externo regular e estreito.** [dissertação] Uberlândia: FO/UFU; 2008.
- 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] Ribeirão Preto: FORP/USP; 2005.
- 20- Fineli RH. **Estudo longitudinal da força de mordida em pacientes portadores de prótese parciais fixas sobre implantes ósseo-integrados: comparação entre áreas dentadas e implantadas.** [tese] São Paulo: FO/USP; 2007.
- 21- 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.
- 22- Gratton DG, Aquilino SA, Stanford CM. Micromotion and dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface. **J Prosthet Dent** 2001; 85:47-52.
- 23- 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.
- 24- Jörnégus L, Jemt T, Carlsson L. Loads and designs of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. **Int Journal Oral Maxillofac Implants** 1992; 7:353-359.
- 25- Kano SC. **Avaliação do desajuste e do destorque em pilares protéticos com conexão tipo hexágono externo e interno.** [tese] Bauru: FO/USP; 2004.

- 26- 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.
- 27- Maia BGF, Jahn RS, Maia S, Neiva TGG, Blatt M. Implantes inclinados no tratamento reabilitador de maxila atrófica. **Implant News** 2008; 5(4): 359-64.
- 28- 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.
- 29- 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** 2000; 12:450–461.
- 30- 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] Uberlândia: FO/UFU 2008.
- 31- 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**. [dissertação] São Paulo: FO/USP; 2005.
- 32- 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.
- 33- Neves FD, Fernandes-Neto AJ, Prado RA, Panzeri H. Estudo Comparativo da adaptação entre pilares e implantes de sete diferentes sistemas, **XVI Congresso Brasileiro de engenharia mecânica - COBEM** 2001;1:324 – 333.
- 34- Neves FD, Fernandes-Neto AJ, Mendonça G, Silveira-Júnior CD, Kayatt FE. Fratura de implantes–relato de casos clínicos. **Revista Brasileira de Implantodontia e Prótese sobre Implantes** 2005; 12(45):21-6.
- 35- Panza LHV. **Avaliação da manutenção da pré-carga de parafusos de ouro e titânio em próteses implanto-suportadas**. [dissertação] Piracicaba: FOP/Piracicaba; 2006.
- 36- 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.

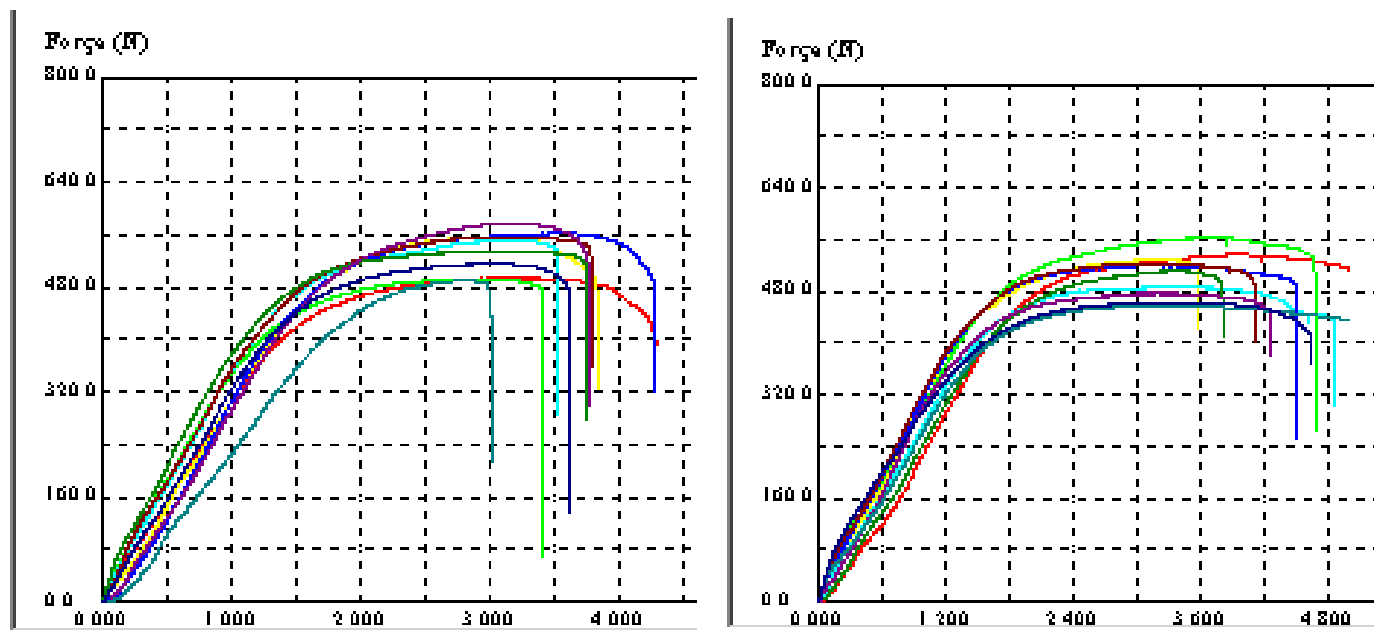
- 37- Pietrabissa R, Gionso L, Quaglini V, Di Martino E, Simion M. An *in vitro* study on compensation of mismatch of screw versus cement-retained implant supported fixed prostheses. **Clin Oral Impl Res** 2000; 11: 448–457.
- 38- Santos MDB, Pfeifer AB, Silva MRP, Sendyk CL, Sendyk WR. Fracture of abutment screw supporting a cemented implant-retained prosthesis with external hexagon connection: a case report with evaluation. **J Appl Oral Sci** 2007;15(2):148-5.
- 39- Serra, MA. **Estudo comparativo de resistência estrutural de implantes cilíndricos de sextavado interno**. [dissertação] Uberlândia: FO/UFU; 2004.
- 40- Silveira-Júnior CD, Fernandes-Neto AJ, Neves FD, Franco SD, Mendonça G. Influência dos procedimentos laboratoriais na adaptação pilar/UCLA/implante – estudo piloto. **Revista Brasileira de Prótese Clínica e Laboratorial** 2002; 4(21): 392- 400.
- 41- Soares CJ, Martins LRM, Fonseca RB, Correr-Sobrinho L, Fernandes-Neto AJ. Influence of cavity preparation design on fracture resistance of posterior Leucite-reinforced ceramic restorations. **J Prosthet Dent** 2006; 95:421-9.
- 42- Soares CJ, Martins LRM, Guardiero JM, Pfeifer A, Giannini M. Fracture resistance of teeth restored with indirect-composite and ceramic inlay systems. **Quint Int** 2004; 35 (4): 281 – 286.
- 43- Souza AS. **Ensaaios mecânicos de materiais metálicos**. Fundamentos teóricos e práticos. São Paulo, Edgard Blücher, 1982.
- 44- 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
- 45- Strub J R, Gerds T, Math D. Fracture Strength and Failure Mode of Five Different Single-Tooth Implant-Abutment Combinations. **Int J Prosthodont** 2003, 16 (2):
- 46- Tan K B, Nicholls J I, Implant-Abutment Screw Joint Preload of 7 Hex-top Abutment Systems **Int J Oral Maxillofac Implants** 2001;16:367-377.
- 47- 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.
- 48- Tortopidis D, Baxendale MF, Gilmour WH. The variability of bite force measurement between sessions, in different positions within the dental arch. **J Oral Rehabil** 1998;25:681-686.
- 49- Wahl G, Lang H. Deformation at the implant interface to prosthetic superstructure: an interferometric approach. **Clin Oral Impl Res**. 2004; 15:233–238.

- 50- Wiskott HWA, Pavone AF, Scherrer SS, Renevey RR, Belser UC. Resistance of ITI Implan Connectors to Multivectorial Fatigue Load Application. **Int J Prosthodont** 2004;17:672-679.
- 51- Wiskott HWA, Jaquet R, Scherrer SS, Belser UC Resistance of Internal – Connection Implant Connectors Under Rotacional Fatigue Loading. **Int J Oral Maxillofac Implants** 2007; 22:249-257.

ANEXO



Gráficos Força X deslocamento dos grupos FE e FT (respectivamente), demonstrando todas as amostras de cada grupo.



Gráficos Força X deslocamento dos grupos LE e LT (respectivamente), demonstrando todas as amostras de cada grupo.