UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO

MURILLO SUCENA PITA

ESTUDO BIOMECÂNICO DE CONEXÕES IMPLANTE/PILAR COM PARAFUSOS CONVENCIONAIS E PARAFUSOS MODIFICADOS TIPO CONE MORSE: ANÁLISE TRIDIMENSIONAL PELO MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS

Ribeirão Preto

2013

MURILLO SUCENA PITA

ESTUDO BIOMECÂNICO DE CONEXÕES IMPLANTE/PILAR COM PARAFUSOS CONVENCIONAIS E PARAFUSOS MODIFICADOS TIPO CONE MORSE: ANÁLISE TRIDIMENSIONAL PELO MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, para a obtenção do título de Doutor no Programa de Reabilitação Oral.

Área de Concentração: Reabilitação Oral.

Orientador: Prof. Dr. Vinícius Pedrazzi.

VERSÃO ORIGINAL

Ribeirão Preto

2013

AUTORIZO A REPRODUÇÃO E DIVULGAÇÃO DO TEOR TOTAL OU PARCIAL DESTE TRABALHO POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO, PARA FINS DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE.

Ficha catalográfica elaborada pela Biblioteca Central do Campus USP - Ribeirão Preto.

Pita, Murillo Sucena.

Estudo biomecânico de conexões implante/pilar com parafusos convencionais e parafusos modificados tipo Cone Morse: análise tridimensional pelo método dos elementos finitos. Ribeirão Preto, 2013.

121 p.: il.; 30 cm + 1 CD-ROM

Tese de Doutorado apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto/USP. Área de Concentração: Reabilitação Oral.

Orientador: Pedrazzi, Vinícius.

1. Análise de elemento finito; 2. Biomecânica; 3. Prótese dentária fixada por implante; 4. Próteses e implantes; 5. Torque.

FOLHA DE APROVAÇÃO

MURILLO SUCENA PITA

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, para obtenção do título de Doutor.

Área de Concentração: Reabilitação Oral.

Aprovado em: ___/___/___

Banca Examinadora:

1) Prof.(a). Dr.(a).: _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura:_____

2) Prof.(a). Dr.(a).: _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura:_____

3) Prof.(a). Dr.(a).: _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura:_____

4) Prof.(a). Dr.(a).: _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura:_____

5) Prof.(a). Dr.(a).: _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura:_____

DADOS CURRICULARES

MURILLO SUCENA PITA

Nascimento: 15/10/1984 - São José do Rio Preto / São Paulo / Brasil

Filiação: Wagner Cardoso Pita
Silvia Maria Sucena Vilar Pita

2004-2007: Graduação em Odontologia
Faculdade de Odontologia de Araçatuba - UNESP
Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho"
Araçatuba / São Paulo / Brasil

2008-2008: Aperfeiçoamento em Cirurgia Oral Menor
Núcleo de Educação Continuada em Odontologia - NEC/ODONTO
Araçatuba / São Paulo / Brasil

2009-2009: Aperfeiçoamento em Disfunção Temporomandibular e Dor Orofacial
Faculdade de Odontologia de Araçatuba - UNESP
Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho"
Araçatuba / São Paulo / Brasil

2009-2009: Aperfeiçoamento em Reabilitação Oral sobre Implantes Osseointegrados
Faculdade de Odontologia de Araçatuba - UNESP
Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho"
Araçatuba / São Paulo / Brasil

2008-2009: Mestrado em Odontologia

Área de Concentração: Prótese Dentária

Faculdade de Odontologia de Araçatuba - UNESP

Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho"

Araçatuba / São Paulo / Brasil

2009-2010: Especialização em Prótese Dentária

Conselho Federal de Odontologia - CFO

Rio de Janeiro / Rio de Janeiro / Brasil

2010-2013: Doutorado em Ciências

Área de Concentração: Reabilitação Oral

Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto - USP

Universidade de São Paulo

Ribeirão Preto / São Paulo / Brasil

2012-2013: Aperfeiçoamento em Implantes Osseointegrados - Fase Cirúrgica e Protética

Fundação Odontológica de Ribeirão Preto - FUNORP

Apoio à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto - USP

Universidade de São Paulo

Ribeirão Preto / São Paulo / Brasil

Dedicatória

DEDICATÓRIA

DEUS

O Senhor é o meu pastor; nada me faltará. Deitar-me faz em pastos verdejantes; guia-me mansamente a águas tranquilas. Refrigera a minha alma; guia-me nas veredas da justiça por amor do seu nome. Ainda que eu ande pelo vale da sombra da morte, não temerei mal algum, porque tu estás comigo; a tua vara e o teu cajado me consolam. Preparas uma mesa perante mim na presença dos meus inimigos; unge com óleo a minha cabeça, o meu cálice transborda. Certamente que a bondade e a misericórdia me seguirão todos os dias da minha vida, e habitarei na casa do Senhor por longos dias (Salmo 23 – Bíblia Sagrada).

MINHA FAMÍLIA

Com amor, admiração e eterna gratidão por sua compreensão, fé, segurança, estabilidade, motivação, presença e incansável apoio ao longo do período de elaboração deste trabalho. Vós sois o objetivo maior de minha vida e de minhas conquistas. De todo meu coração, dedico-vos esta obra!

Agradecimentos Especiais

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

DEUS

Pela minha saúde física, intelectual e espiritual, pela força que me rege e me move, e por todas as minhas oportunidades pessoais e profissionais.

MEUS PAIS

WAGNER CARDOSO PITA e **SILVIA MARIA SUCENA VILAR PITA**

Pela verdadeira orientação, pela paciente compreensão da minha ausência, por toda a dedicação prestada a mim ao longo de toda a vida e pelo incentivo que me trouxe até o presente momento e até esta nova vitória. É um grande orgulho tê-los como meus pais, aos senhores devo minha eterna gratidão por tudo.

MEUS IRMÃOS

DIEGO SUCENA PITA e **ADRIANO SUCENA PITA**

Pelo sentimento que nos une, pelos laços de amizade e fraternidade e pela motivação durante a concretização deste estudo. Espero servir sempre a vocês como um bom exemplo e um porto seguro para todo e qualquer momento.

MEUS AVÔS E AVÓS

ALTINO FRANCISCO PITA e **EMÍLIA CARDOSO PITA**

ANTONINO SUCENA VILAR *(in memorian)* e **INID JANUÁRIO VILAR** *(in memorian)*

Pelas orações, pelos exemplos e experiências de vida, pelas palavras simples e entusiasmadas que me inspiram e me motivam, e também pelo patrocínio e pela crença na minha capacidade. A concretização deste trabalho é fruto dos vossos esforços.

MINHA NAMORADA

CAMILA RIBEIRO DE PAULA

Pelo apoio e incentivo durante todo o processo de desenvolvimento e concretização deste estudo, me permitindo alcançar mais um sonho. Pelo amor, carinho, confiança, respeito e dedicação ao nosso relacionamento, e que pacientemente compreendeu e suportou minhas ausências. Te amo!

PROF. DR. VINÍCIUS PEDRAZZI

Pela recepção, atenção, confiança, respeito, humildade, generosidade, amizade e apoio durante todo o processo de definição desta Tese. Pela orientação paciente, presente e segura. Por dispor do seu convívio familiar para dedicar seu tempo na elaboração deste trabalho, e por todas as oportunidades a mim oferecidas durante este período. Tenho grande admiração pelo seu trabalho como professor, pesquisador, orientador e acima de tudo, como ser humano.

PROF. DR. RICARDO FARIA RIBEIRO

Pela coorientação, que, nestes anos de convivência, muito me ensinou, contribuindo para o meu crescimento científico e intelectual. Pelo exemplo de profissionalismo, caráter e conduta. Por ter aberto as portas de sua sala e laboratório, sempre receptivo e colaborador. Pelas oportunidades de trabalhos paralelos e pela parceria no desenvolvimento deste projeto, com a disponibilização dos equipamentos imprescindíveis na elaboração e execução da metodologia referente ao presente estudo.

Agradecimentos

AGRADECIMENTOS

À Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo – USP, na pessoa do seu atual Diretor, Prof. Dr. Valdemar Mallet da Rocha Barros, e de seu antecessor, Prof. Dr. Osvaldo Luiz Bezzon, pela honrada oportunidade de realização do curso de Doutorado em Ciências – Programa: Odontologia (Reabilitação Oral) - Área de Concentração: Reabilitação Oral.

À atual coordenadora do Programa de Pós-Graduação em Reabilitação Oral, Profª. Drª. Fernanda de Carvalho Panzeri Pires de Souza, e sua antecessora, Profª. Drª. Iara Augusta Orsi, pelo empenho e dedicação com que desenvolvem suas atividades e pela confiança depositada em mim e em meu trabalho durante esta jornada.

A todos os docentes do Programa de Pós-Graduação em Reabilitação Oral e do Departamento de Materiais Dentários e Prótese: Profª. Drª. Alma Blásida Concepción Elizaur Benitez Catirse, Profª. Drª. Andréa Cândido dos Reis, Profª. Drª. Camila Tirapelli, Profª. Drª. Cláudia Helena Lovato da Silva, Profª. Drª. Fernanda de Carvalho Panzeri Pires de Souza, Profª. Drª. Helena de Freitas Oliveira Paranhos, Profª. Drª. Iara Augusta Orsi, Profª. Drª. Maria da Gloria Chiarello de Mattos, Profª. Drª. Maria de Fátima Jurca da Motta, Profª. Drª. Mariane Gonçalves, Prof. Dr. Osvaldo Luiz Bezzon, Prof. Dr. Osvaldo Zaniquelli, Prof. Dr. Raphael Freitas de Souza, Profª. Drª. Regina Maura Fernandes, Profª. Drª. Renata Cristina Silveira Rodrigues Ferracioli, Prof. Dr. Ricardo Faria Ribeiro, Prof. Dr. Rodrigo Galo, Profª. Drª. Rossana Pereira de Almeida Antunes, Prof. Dr. Rubens Ferreira de Albuquerque Júnior, Profª. Drª. Takami Hirono Hotta, Prof. Dr. Valdir Antonio Muglia, Profª. Drª. Valéria Oliveira Pagnano de Souza, Prof. Dr. Vinícius Pedrazzi e Prof. Dr. Wilson Matsumoto, pela

contribuição e incentivo à docência e à pesquisa, tão necessária e fundamental para minha formação e evolução acadêmica e profissional.

Ao Prof. Dr. Wilson Matsumoto, especialmente, pela recepção durante o início de minhas atividades no Doutorado, pelo respaldo e assistência prestados na idealização e no desenvolvimento de um projeto de pesquisa inicial, cuja proposta orgulhosamente gerou uma publicação científica, e que possivelmente fundamentará projetos paralelos futuros.

A todos os servidores do Departamento de Materiais Dentários e Prótese: Adriana Cláudia Lapria Faria Queiroz, Ana Paula Macedo, Edson Volta, Eduardo Destito, Fernando Schiavetto, José de Godoi Filho, José Henrique Loureiro, Júlio César Souza da Matta, Lício Firmino Júnior, Luiz Sérgio Soares, Marcelo Aparecido Vieira, Odair Rosa Silva, Paulo César Teodoro, Paulo Sérgio Ferreira, Rafaella Tonani, Ricardo de Souza Antunes e Viviane de Cássia Oliveira, especialmente às secretárias Ana Paula Xavier, Fernanda Talita de Freitas e Regiane de Cássia Tirado Damasceno, pela cordialidade em servir da melhor forma possível, pela gentileza do tratamento e pelo esforço que sempre tiveram em atender as solicitações tão prontamente. Também às funcionárias da Seção de Pós-Graduação, Isabel Cristina Galino Sola, Mary Possani Carmessano e Regiane Cristina Moi Sacilotto, pela competência, disponibilidade e atenção.

A todos os colegas contemporâneos do curso de Pós-Graduação em Reabilitação Oral, nível de Mestrado e Doutorado, pela partilha vivenciada durante as disciplinas e pelo apoio nos momentos oportunos. Especialmente aos amigos Antônio de Luna Malheiros Segundo, Cássio do Nascimento, Danilo Balero Sorgini, Érica Alves Gomes, Fábio Afrânio de Aguiar Júnior, Flávio Henrique Carriço Nogueira Fernandes, Gustavo Da Col dos Santos Pinto,

Jerônimo Manço de Oliveira Neto, Lourenço de Moraes Rego Roselino, Marcelo Bighetti Toniollo, Paulo Linares Calefi, Rafael Cândido Pedroso e Silva e Vitor Coró, pelos ensinamentos, parcerias, convívio e, sobretudo pelo companheirismo e amizade ao longo destes anos.

À Dérig Indústria e Comércio de Materiais Médico-Odontológicos Ltda., em nome de seu representante legal, Sr. Dario Avelino da Silva, pela confiança e credibilidade em nosso trabalho, pela oportunidade e parceria no desenvolvimento deste projeto inovador nas áreas da Implantodontia e Reabilitação Oral. Também ao Engenheiro Edson Meronho, do Departamento de Gestão Industrial da empresa, pela colaboração e suporte técnico na modelagem gráfica dos implantes e componentes protéticos utilizados na metodologia deste estudo.

Ao Grupo Smarttech de Holambra/SP, especialmente aos Engenheiros Jeovano de Jesus Alves de Lima e Rômulo de Andrade Reis, pela assistência técnica e pelos treinamentos especializados ministrados para a utilização dos recursos computacionais do programa específico de elementos finitos relacionados à metodologia desta tese.

Ao Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer de Campinas/SP, unidade de pesquisa do Ministério da Ciência e Tecnologia do Governo Federal, em nome do membro de sua equipe Pedro Yoshito Noritomi, da Divisão de Tecnologias Tridimensionais, pelo suporte e orientação concedidos na análise e interpretação das simulações dos modelos experimentais referentes ao capítulo de resultados da presente tese.

À CAPES (Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior do Ministério da Educação – MEC), pela bolsa de estudo concedida, que me auxiliou financeiramente em muito neste momento tão importante de minha carreira profissional.

À todos aqueles que, direta ou indiretamente contribuíram para a realização do presente trabalho, sem os quais, este jamais teria sido concluído.

MEUS SINCEROS E PROFUNDOS AGRADECIMENTOS.

Epígrafe

EPÍGRAFE

"... meu pior inimigo são as grandes ideias. Com demasiada frequência trato de pintar a GRANDE OBRA, algo sério e colossal que revolucionará o mundo.... mas me supera, está fora do meu alcance..."

Norman Rockwell (1894-1978)

PITA MS. Estudo biomecânico de conexões implante/pilar com parafusos convencionais e parafusos modificados tipo Cone Morse: análise tridimensional pelo método dos elementos finitos. Ribeirão Preto, 2013. 121 p. Tese (Doutorado em Reabilitação Oral). Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo.

RESUMO

Apesar da confiabilidade e das altas taxas de sucesso relacionadas aos tratamentos com implantes, falhas das reabilitações protéticas ainda são persistentes, especialmente o afrouxamento dos parafusos de retenção dos pilares. A aplicação de um torque, que gere uma pré-carga no mesmo, tem sido o seu principal meio de prevenção, embora não tenha sido capaz de eliminá-lo completamente. A natureza do afrouxamento é complexa, e os mecanismos responsáveis pelas falhas mecânicas dos parafusos de conexão dos sistemas de implantes não estão totalmente elucidados. Modificações nos modelos das conexões protéticas e dos parafusos de retenção vêm sendo desenvolvidas com o intuito de resolver essa intercorrência. Porém, a literatura relativa à configuração ideal destas modificações biomecânicas e seus fatores determinantes envolvidos ainda é inconclusiva. Assim, o objetivo do presente do estudo foi avaliar por meio da análise tridimensional de elementos finitos, a distribuição de tensões em dois diferentes sistemas de implantes, hexágono externo (HE) e triângulo interno (TI), com parafusos de retenção de pilares planos convencionais e parafusos modificados tipo Cone Morse, estabelecendo-se qualitativamente os mapas de tensões e quantitativamente os valores de pré-carga diante do torque e de carregamentos axiais e oblíquos pré-estabelecidos. Os resultados evidenciaram que, para todos os modelos, os carregamentos externos não exerceram influência sobre os valores das tensões de von Mises e da pré-carga, e que as tensões mais elevadas concentraram-se especificamente na haste dos parafusos. A conexão TI apresentou-se biomecanicamente mais favorável do que a conexão HE, com distribuição mais homogênea de tensões ao longo do conjunto implante/pilar/parafuso. Adicionalmente, os parafusos planos convencionais apresentaram, significativamente, menores tensões e valores de pré-carga superiores aos parafusos modificados tipo Cone Morse, portanto estes últimos revelaram-se mais susceptíveis a falhas mecânicas como o afrouxamento e/ou fratura.

PALAVRAS-CHAVE: Análise de elemento finito; Biomecânica; Prótese dentária fixada por implante; Próteses e implantes; Torque.

PITA MS. Biomechanical study of implant/abutment connections with conventional screws and modified Morse Taper screws: three-dimensional analysis by finite element method. Ribeirão Preto, 2013. 121 p. Tese (Doutorado em Reabilitação Oral). Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo.

ABSTRACT

Despite the reliability and high success rates related to treatment with implants, prosthetic rehabilitation failures are still persistent, especially the loosening of the screws holding the abutments. Applying a torque, which generates a preload on the screw, has been its primary means of prevention, although not being able to eliminate it completely. The nature of loosening is complex, and the mechanisms responsible for mechanical failure of the screw connecting the implant systems are not fully elucidated. Changes in designs of connections and prosthetic retaining screws have been developed in order to solve this complication. However, the literature on the optimal configuration of these changes and their biomechanical factors involved is still inconclusive. The objective of this study was to evaluate through three-dimensional finite element analysis, the stress distribution in two different implant systems, external hexagon (EH) and internal triangle (IT), with conventional plan screws and modified Morse Taper screws, establishing up qualitatively the stress maps and quantitatively the values of preload in front of the torque and of pre-established axial and oblique loads. The results showed that, for all models, the external loads exerted no influence on the values of von Mises stress and preload, and that the higher stresses have focused specifically on the spindle of the screws. The IT connection appeared biomechanically more favorable than the EH, with more homogeneous distribution of stresses throughout the whole implant/abutment/screw. Additionally, conventional screws showed significantly lower stress values and higher preload than the modified Morse Taper screws, then, this latter proved to be more susceptible to mechanical failures as loosening and/or fracture.

KEYWORDS: Biomechanics; Finite element analysis; Implant-supported dental prosthesis; Prostheses and implants; Torque.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1.	Implante hexágono externo	71
Figura 2.	Implante triângulo interno	72
Figura 3.	Parafuso plano convencional hexágono externo	73
Figura 4.	Parafuso plano convencional triângulo interno	74
Figura 5.	Parafuso Cone Morse hexágono externo	75
Figura 6.	Parafuso Cone Morse triângulo interno	76
Figura 7.	Pilar hexágono externo para parafuso convencional	77
Figura 8.	Pilar triângulo interno para parafuso convencional	78
Figura 9.	Pilar hexágono externo para parafuso Cone Morse	79
Figura 10.	Pilar triângulo interno para parafuso Cone Morse	80
Figura 11.	Conexão hexagonal externa convencional	84
Figura 12.	Conexão triangular interna convencional	84
Figura 13.	Conexão hexagonal externa modificada	84
Figura 14.	Conexão triangular interna modificada	84
Figura 15.	Malha de elementos finitos M1	85
Figura 16.	Malha de elementos finitos M2	86
Figura 17.	Malha de elementos finitos M3	86
Figura 18.	Malha de elementos finitos M4	87
Figura 19.	Distribuição geral das tensões de von Mises (σ_{vM}) para os 4 modelos experimentais, antes e após os carregamentos externos. Escala de valores em Mega Pascal (MPa)	93

Figura 20. Distribuição das tensões de von Mises (σ_{vM}) nos parafusos de retenção para os 4 modelos experimentais frente ao torque e aos carregamentos axiais e oblíquos. Escala de valores em Mega Pascal (MPa) 94

Figura 21. Quantificação da pré-carga resultante nos parafusos de retenção a partir de um ponto pré-determinado localizado na haste dos mesmos, na região de transição com as primeiras roscas, frente ao torque e aos carregamentos externos. Valores dados em Newtons (N) 97

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Dimensões dos implantes, pilares e parafusos 81

Tabela 2. Propriedades mecânicas dos materiais 83

Tabela 3. Valores máximos e mínimos (MPa) das tensões de von Mises (σ_{vM}) nos 4 modelos experimentais, antes e após os carregamentos externos 91

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1. Valores de pré-carga nos parafusos de retenção antes e após os carregamentos externos 96

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

+	=	Adição
ε	=	Alongamento
ASTM	=	*American Society for Testing and Materials*
2D	=	Bidimensional
CF	=	Coeficiente de fricção
μ_n	=	Coeficiente de fricção entre a cabeça do parafuso e a base do pilar
μ_t	=	Coeficiente de fricção entre as roscas do parafuso e do implante
CAD	=	*Computer-aided design*
CM	=	Cone morse
cos β	=	Cosseno de beta, correspondente ao meio-ângulo da rosca
g/cm^3	=	Grama por centímetro cúbico
º	=	Grau
HE	=	Hexágono externo
HI	=	Hexágono interno
LE	=	Limite de escoamento
LRT	=	Limite de resistência à tração
>	=	Maior
MPa	=	Mega Pascal
MEF	=	Método dos elementos finitos
µm	=	Micrometro
mm	=	Milímetro
M1	=	Modelo um
M2	=	Modelo dois
M3	=	Modelo três
M4	=	Modelo quatro
E	=	Módulo de Elasticidade / Young
MFC	=	Momento flexural crítico

N	=	Newton
Ncm	=	Newton centímetro
%	=	Porcentagem
P	=	Passo de rosca
π	=	Pi (valor aproximado de 3,14)
F_p	=	Pré-carga criada no parafuso
r_t	=	Raio de contato efetivo da rosca
r_n	=	Raio de contato efetivo entre a cabeça do parafuso e a base do pilar
σ_{vM}	=	Tensões de von Mises
Ti-Al-V	=	Titânio-Alumínio-Vanádio
Ti-CP	=	Titânio comercialmente puro
T_{in}	=	Torque aplicado no parafuso
T	=	Torque de 32 Ncm
T+A	=	Torque de 32 Ncm + carregamento axial de 50 N
T+O	=	Torque de 32 Ncm + carregamento oblíquo de 50 N
TI	=	Triângulo interno
3D	=	Tridimensional
vs.	=	*Versus*

SUMÁRIO

1. Introdução 29

2. Revista da Literatura 35

2.1. Biomecânica das junções parafusadas 35

2.2. Relação torque / pré-carga 40

2.3. Conexões protéticas em implantodontia 44

2.4. O método dos elementos finitos (MEF) 54

2.5. Aplicabilidade do MEF no estudo das junções parafusadas e conexões protéticas 60

3. Proposição 68

4. Material e Método 70

4.1. Confecção dos modelos experimentais 70

4.2. Aplicação do torque e dos carregamentos externos 87

4.3. Análise tridimensional pelo método dos elementos finitos 88

5. Resultados 91

6. Discussão 99

7. Conclusão 111

8. Referências 113

1. Introdução

1. Introdução

Desde os estudos preliminares sobre a osseointegração, os implantes dentários têm sido amplamente utilizados para a reabilitação de pacientes parcial ou totalmente edêntulos ao longo das últimas décadas (Brånemark et al., 1967 e 1977). Apesar das altas taxas de sucesso relatadas por um grande número de estudos clínicos, falhas dos implantes ainda são persistentes (Sakaguchi e Borgersen, 1993 e 1995; Merz et al., 2000; Schwarz, 2000).

As falhas, em especial as tardias que ocorrem após o período da osseointegração, têm sido frequentemente relatadas durante a fase do tratamento protético e são principalmente relacionadas às complicações mecânicas, devido à sobrecarga e fadiga dos componentes (Taylor et al., 2000; Akour et al., 2005; Guda et al., 2008). Como consequência, o afrouxamento dos parafusos de fixação do pilar intermediário ou de retenção da coroa protética são as intercorrências mais prevalentes (Versluis et al., 1999; Cho et al., 2004; Guda et al., 2008).

É fundamental ao processo de aperto do parafuso e à estabilidade da conexão implante/pilar o desenvolvimento de uma força ideal de pré-carga que una os componentes (Lang et al., 2003). A pré-carga criada em um parafuso de retenção pela aplicação de um torque de aperto, causa o seu alongamento. O alongamento do parafuso coloca-o sob tensão, e a aplicação desta força de pré-carga cria uma força global de fixação entre as partes do sistema de implantes (McGlumphy et al., 1998). Assim, a aplicação de um torque, que gere uma pré-carga no parafuso, tem sido o principal meio de prevenção ao seu afrouxamento, apesar de não ser capaz de eliminá-lo completamente (Versluis et al., 1999; Guda et al., 2008).

O complexo implante-prótese é um conjunto de componentes que formam uma junção mecânica parafusada, e as forças aplicadas durante o processo de conexão são essenciais na

manutenção da capacidade funcional dos mesmos, antes até de suportar uma restauração protética. Portanto, qualquer tentativa de compreender a biomecânica e as propriedades estruturais associadas com a natureza dinâmica do carregamento devem primeiramente se iniciar pelo entendimento da aplicação da carga na montagem dos componentes protéticos dos sistemas de implantes, antes da função exercida aos mesmos na presença de forças externas. Este entendimento inicia-se com o processo de união entre o implante e o pilar por meio do parafuso de retenção. (Lang et al., 2003).

Embora o processo de conexão seja bem estabelecido, a natureza do afrouxamento ou deslocamento de componentes protéticos é complexa, envolvendo fadiga cíclica, fluidos orais, e variados padrões de mastigação e carregamentos (Sakaguchi e Borgersen, 1995). Logo, os mecanismos responsáveis pelas falhas mecânicas dos parafusos de conexão dos sistemas de implantes não são totalmente compreendidos, e a literatura relativa aos fatores determinantes envolvidos é inconclusiva (Taylor et al., 2000; Wang et al., 2009). Assim, os aspectos biomecânicos das próteses implanto-suportadas são consensualmente significativos, especialmente durante o planejamento dos tratamentos reabilitadores e do desenvolvimento dos modelos de componentes e conexões protéticas (Assunção et al., 2009).

Diversas interfaces de conexão implante/pilar foram desenvolvidas para suportar restaurações protéticas. Estes projetos de interface podem ser classificados como conexões externas ou internas, e incorporar características para resistência rotacional, indexação e estabilização lateral. Alguns destes modelos podem ser descritos como hexagonal (externo ou interno), octogonal, cônico, cônico com hexágono, cônico com octógono, cilíndrico com hexágono, com estrias, câmaras, câmaras em tubo (triângulo interno ou *tri-channel*), e pino/fenda (Quek et al., 2008).

Portanto, sendo a estabilidade da conexão uma condição essencial para o adequado funcionamento das restaurações protéticas implanto-suportadas, há uma larga diferença nas

incidências de afrouxamento de parafusos e pilares para estes diferentes tipos de conexões. Em particular, configurações em hexágono externo parecem ser propensas ao afrouxamento do parafuso do pilar, enquanto conexões internas ou cônicas se comportam biomecanicamente mais favoráveis (Merz et al., 2000; Bozkaya e Müftü, 2003).

Além de mudanças nos modelos dos implantes, pesquisadores e fabricantes buscam o desenvolvimento de novos tipos de parafusos de retenção e fixação com diferentes geometrias e composições de superfície, com o intuito de que estes parafusos aumentem a estabilidade das conexões parafusadas (Martin et al., 2001). Análises mecânicas das junções parafusadas indicam que as maiores tensões ocorrem na haste do parafuso de retenção do pilar (Alkan et al., 2004), sugerindo-se ainda que estas tensões elevadas possam ser minimizadas por meio de uma conicidade do parafuso, com o possível encurtamento e inclinação de sua haste (Sakaguchi e Borgersen, 1995), evidenciando a provável influência do modelo da cabeça do parafuso na obtenção da pré-carga (Cantwell e Hobkirk, 2004).

Seguindo-se esta premissa, recentemente foram idealizados e desenvolvidos experimentalmente parafusos com conicidade de 25 graus entre a cabeça e a haste correspondente à área dos seus respectivos encaixes aos pilares, denominados parafusos Cone Morse (Coppedê, 2011). Apesar dos resultados promissores apresentados, ainda há a necessidade de estudos mais específicos com dados qualitativos e quantitativos para a avaliação do comportamento biomecânico e determinação conclusiva da configuração ideal destes parafusos.

Entretanto, pesquisas clínicas para o embasamento e validação das investigações laboratoriais são difíceis de serem conduzidas para avaliação das áreas internas das conexões protéticas devido à inacessibilidade relativa aos procedimentos e métodos experimentais. Isso acarreta dificuldades em simular com precisão o comportamento real das junções parafusadas,

fornecendo dados sobre o desempenho biomecânico de suas estruturas internas (Sakaguchi e Borgersen, 1993).

Contemporaneamente, os diversos avanços ocorridos tanto na odontologia quanto nas ciências da computação permitiram uma aproximação entre essas duas áreas. Por meio de recursos computacionais tornou-se possível a análise e solução de problemas complexos encontrados no tratamento de pacientes com dentições comprometidas. Dentre eles, o método dos elementos finitos (MEF) apresenta grande versatilidade de aplicações em odontologia, sobretudo nas áreas da implantodontia e reabilitação oral, e mostra-se eficiente para simulações de fenômenos físicos, como a análise de tensões através de modelagens computacionais (Rubo e Souza, 2001; Assunção et al., 2009).

O MEF tem sido amplamente utilizado para avaliar carregamentos biomecânicas dos implantes com predição clínica precisa (Sahin et al., 2002). Por meio desta ferramenta computacional é possível prever o comportamento dos componentes protéticos a partir das considerações geométricas, das propriedades dos materiais ou das condições de carregamento que ocorrem clinicamente (Lehmann e Elias, 2009), além de elucidar a situação de tensões internas e mostrar onde os pontos fracos de um sistema estão localizados (Merz et al., 2000).

Assim, a compreensão dos mecanismos das forças de contato e da pré-carga é fundamental para se obter respostas das tensões/deformações desenvolvidas nos sistemas de implantes (Wang et al., 2009), e os modelos tridimensionais (3D) oferecem a vantagem de avaliações destes parâmetros internos vitais, como os efeitos da força de torque/pré-carga nos parafusos de retenção dos pilares e o efeito do modelo das diferentes conexões protéticas (Sakaguchi e Borgersen, 1995; Merz et al., 2000; Sahin et al., 2002).

2. Revista da Literatura

2. Revista da Literatura

2.1. Biomecânica das junções parafusadas

O binômio implante-prótese representa um sistema comumente utilizado em projetos mecânicos, denominado junção parafusada, onde componentes distintos são conectados por meio de um parafuso. Este sistema deve ser cuidadosamente projetado, principalmente no que se refere à resistência mecânica do conjunto e de cada componente individualmente, e à sua atuação frente aos esforços (Rubo e Souza, 2001).

As forças aplicadas durante o processo de conexão implante-pilar são essenciais na manutenção da capacidade funcional do sistema (Patterson e Johns, 1992; Burguete et al., 1994). Para avaliar o seu comportamento, é fundamental que se compreenda o processo de montagem do mesmo e também suas condições de carregamento, transmissão de tensões e deslocamentos que se iniciam a partir do aperto do parafuso de retenção do pilar. Portanto, para compreender a biomecânica e as propriedades estruturais associadas com a natureza dinâmica do carregamento dos sistemas de implantes, deve primeiramente se iniciar pelo entendimento da aplicação do torque na montagem dos componentes protéticos, previamente a função exercida aos mesmos diante de carregamentos externos, como o suporte de uma prótese dentária (Lang et al., 2003; Wang et al., 2009).

Quando o pilar é conectado e fixado ao implante por meio do torque do seu parafuso de retenção, geram-se três forças de contato, uma na interface parafuso-pilar, outro na interface pilar-implante, e a terceira na interface das roscas do parafuso do pilar com as roscas internas do orifício do corpo do implante. As forças de contato, incluindo a pré-carga, são as primeiras respostas ao torque experimentado pelo sistema. Assim, o conhecimento do

mecanismo das forças de contato e da pré-carga é fundamental para a interpretar as tensões desenvolvidas na junção parafusada (Wang et al., 2009).

Visando conexões seguras, os parafusos devem ser tensionados para produzir uma força de pré-carga maior do que as forças externas que tendem a separar a junção (Jörnéus et al., 1992; Haack et al., 1995; McGlumphy et al., 1998), logo a estabilidade da mesma está diretamente relacionada à pré-carga atingida a partir do torque e à manutenção desta ao longo do tempo (Gratton et al., 2001). Essas forças externas que tendem a separar a conexão não devem ser eliminadas, mas sim mantidas abaixo do limite de resistência das forças de união. Os dois principais fatores envolvidos em manter os parafusos dos pilares apertados são: maximizar a pré-carga e minimizar as forças de separação da conexão. A força da conexão é afetada mais pela pré-carga do que pela resistência dos parafusos, e esta é proporcional ao torque de aperto. Torques baixos permitem a perda de retenção do parafuso que resulta na separação da conexão, torques excessivos podem causar a falha do mesmo pela deformação de suas roscas (Siamos et al., 2002).

As falhas mais prevalentes na implantodontia são de ordem mecânica, envolvendo componentes protéticos e materiais restauradores. Neste aspecto, a fratura e principalmente o afrouxamento dos parafusos de retenção de pilares são as mais frequentes (Schulte e Coffey, 1997; Akour et al., 2005; Guda et al., 2008). O afrouxamento acontece quando o parafuso desliza suas roscas e se destaca de seus pilares, e geralmente é atribuído à complexidade das funções e cargas mastigatórias, todavia também pode ocorrer devido a desajustes rotacionais, desadaptações e micro-movimentações entre os componentes da junção parafusada (Binon e McHugh, 1996; Gratton et al., 2001).

Para um pequeno grau de desajuste, que ocorre quando o pilar não se contata completamente ao implante, uma fenda se estabelece entre as superfícies de ambos. A pré-carga é então exigida para trazer as superfícies em proximidade, buscando o contato. Nesta

situação, praticamente nenhuma proteção contra a fadiga é obtida, pois a fenda entre os componentes conectados promove um baixo grau de rigidez ao sistema (Burguete et al., 1994). Adicionalmente, quando cargas externas axiais e/ou não-axiais são cicladas sobre o conjunto pilar-implante, há uma rotação do parafuso de retenção no sentido anti-horário à aplicação da carga, seguida por uma recuperação no sentido horário quando as mesmas são removidas. A assimetria do carregamento cíclico no conjunto contribui para a perda de retenção do parafuso. Com o afrouxamento estabelecido, aplicações subsequentes de carga resultam em aumento da rotação do pilar, que por sua vez aumenta a sobrecarga sobre o parafuso (Sakaguchi e Borgersen, 1993). Quando a sobrecarga de um carregamento externo não-axial supera a pré-carga da conexão parafusada e causa a perda do contato entre as superfícies dos seus componentes, ocorre um fenômeno descrito pela bioengenharia como momento flexural crítico (MFC), predispondo o parafuso a falhas precoces (Tan et al., 2004; Lee et al., 2010).

Independentemente do mecanismo responsável pelo afrouxamento, as forças de fixação dada pela pré-carga são um resultado da energia armazenada no sistema de implante quando os parafusos são torqueados (Versluis et al., 1999). O processo de afrouxamento do parafuso de retenção divide-se em 2 etapas. Inicialmente as forças externas, tais como cargas da mastigação, aplicadas sobre a junção parafusada, promovem o deslizamento das roscas e contribuem para a diminuição da pré-carga. A segunda etapa do afrouxamento envolve a redução contínua da pré-carga abaixo do nível crítico, permitindo a rotação reversa das roscas e perda da função desejada da junção parafusada. Para evitá-lo, os parafusos são apertados até um valor prescrito, colocando o sistema de implante sob uma pré-carga axial (Alkan et al., 2004).

Em contrapartida, diversos estudos demonstram que o torque recomendado pelos fabricantes para apertar componentes a um implante resulta em pré-carga bem abaixo do

rendimento ideal (Sakaguchi e Borgersen, 1993 e 1995; Haack et al., 1995). Embora possa ser tentador aumentar o torque de aperto dos parafusos para aumentar a pré-carga, há um limite sobre a quantidade de torque que pode ser aplicada devido a restrições de rendimento e resistência do mesmo considerando-se a performance dinâmica durante os carregamentos oriundos da função mastigatória (Versluis et al., 1999).

Cargas elevadas, contatos prematuros e interferências oclusais durante movimentos excursivos, e carregamentos cíclicos repetitivos contribuem para a fadiga dos componentes protéticos e afrouxamento dos parafusos. Embora seja recomendado um torque específico para os parafusos de retenção nos diferentes sistemas de implantes, os fabricantes não informam dados sobre o limiar de tensões em que os parafusos possam falhar (Sakaguchi e Borgersen, 1993; Burguete et al., 1994).

Um parafuso pode ser comparado a uma mola, esticada pela pré-carga, com as forças de fricção mantendo o estiramento nas roscas. O valor ideal estabelecido para a pré-carga é de 60% a 75% do limite de escoamento do parafuso, dado pelo módulo de elasticidade do material constituinte do mesmo no diagrama de tensão/deformação. A partir do instante em que a tensão ultrapassa o limite de proporcionalidade, tem-se início a fase plástica. Nesta fase ocorrem deformações permanentes no parafuso sem acréscimos na tensão. Estas deformações causam o afrouxamento do parafuso e, se as tensões ultrapassarem o limite de resistência do material, ocorre a ruptura e por consequência a falha completa do mecanismo (Jörnéus et al., 1992; Haack et al., 1995; Sakaguchi e Borgersen, 1995; McGlumphy et al., 1998; Boggan et al., 1999; Schwarz, 2000; Lang et al., 2003; Piermatti et al., 2006; Guda et al., 2008).

O projeto de multicomponentes dos sistemas de implantes prevê a distribuição de tensões entre seus componentes para limitar sua transferência para o tecido ósseo periimplantar, e os parafusos de retenção de pilares e coroas são os elementos projetados para falhar caso as cargas oclusais se tornem excessivas. Embora os parafusos sejam componentes

relativamente acessíveis da restauração, suas substituições nem sempre são simples (Sakaguchi e Borgersen, 1993).

Além de complicações mecânicas, as falhas das conexões protéticas também podem contribuir para complicações biológicas, como perda óssea perrimplantar, comprometimento da osseointegração e sequelas de tecidos moles, entre elas a sensibilidade, inflamação e hiperplasia gengival. Devido à essas potenciais complicações, é importante para o cirurgião-dentista compreender a biomecânica das junções parafusadas a fim de aumentar a probabilidade de se atingir clinicamente uma quantidade de pré-carga adequada, pois a estabilidade da junção parafusada é fundamental para o sucesso das reabilitações orais (Dixon et al., 1995; Guda et al., 2008). Isto é especialmente verdadeiro para próteses unitárias, onde a união estável entre o implante e o pilar é condição primordial (Theoharidou et al., 2008).

O ambiente intra-oral é um sistema biomecânico complexo, e ao avaliar os efeitos biológicos de uma carga aplicada, é essencial determinar a sua origem, pois as próteses implantossuportadas podem estar sob a influência de cargas externas (funcionais ou parafuncionais) e/ou internas (torque/pré-carga) (Şahin et al., 2002). Por conseguinte, a estabilidade das conexões pode ser afetada por diversos fatores, tais como padrões variados de carregamentos oriundos da função mastigatória, fadiga cíclica, torque, forma de resistências anti-rotacionais dos componentes protéticos, processo de usinagem na fabricação das peças, rugosidades superficiais e quantidade de lubrificação do meio (Jörnéus et al., 1995; Rubo e Souza, 2001; Lang et al., 2003; Alkan et al., 2004). Devido a essa etiologia multifatorial dos mecanismos responsáveis pelas falhas mecânicas dos sistemas de implantes, o estabelecimento de uma pré-carga efetiva torna-se dificultada (Taylor et al., 2000).

2.2. Relação torque / pré-carga

Um pilar protético se une a um implante por meio de um parafuso de retenção. Quando este parafuso é apertado/rosqueado, um torque é exercido no topo do mesmo, como um momento de força, dado pela unidade de medida Newton centímetro (Ncm). O momento aplicado é transformado ao longo da superfície externa das suas roscas bem como da superfície interna das roscas do corpo do implante. A força transformada, em seguida, induz uma força de contato na interface de união entre ambos. Essa força de contato do pilar ao implante é chamada de pré-carga, descrita como uma tensão axial ao longo do parafuso, dentro do seu limite de deformação elástica, que mantém o conjunto conectado e também contrapõe os carregamentos externos exercidos sobre a junção parafusada (Patterson e Johns, 1992; Sakaguchi e Borgersen, 1993 e 1995; McGlumphy et al., 1998; Boggan et al., 1999; Lang et al., 2003; Alkan et al., 2004; Guda et al., 2008).

A precisão da pré-carga atingida durante o aperto do parafuso e fixação do pilar ao implante, constitui portanto, um tópico importante e crítico para o desenvolvimento de estudos sobre o carregamento dinâmico dos implantes. A relação entre a quantidade de torque aplicado no parafuso e a quantidade de pré-carga alcançada pelo mesmo tem sido expressa pela seguinte fórmula:

$$T_{in} = F_P\left(\frac{P}{2\pi} + \frac{\mu_t r_t}{\cos\beta} + \mu_n r_n\right)$$

Onde:

T_{in} = torque aplicado no parafuso;

F_p = pré-carga criada no parafuso;

P = passo de rosca;

π = pi (valor aproximado de 3,14);

μ_t = coeficiente de fricção entre as roscas do parafuso e do implante;

r_t = raio de contato efetivo da rosca;

cos β = cosseno de beta, correspondente ao meio-ângulo da rosca;

μ_n = coeficiente de fricção entre a cabeça do parafuso e a base do pilar;

r_n = raio de contato efetivo entre a cabeça do parafuso e a base do pilar.

Simplificadamente, o torque é igual a pré-carga *versus* (uma constante) em geral. Se a pré-carga é mantida por meio do controle do torque aplicado, então a constante está diretamente relacionada à variáveis inerentes ao complexo biomecânico dos sistemas de implantes (Lang et al., 2003). Estas múltiplas variáveis abrangem a geometria (passo de rosca e dimensões) dos componentes, a liga que constitui o parafuso e o formato da cabeça do mesmo, tipo de plataforma protética do implante, a superfície do pilar, as propriedades dos materiais (módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson), a adaptação e as interações entre os componentes, o coeficiente de fricção entre as superfícies, a lubrificação e a temperatura do sistema, bem como o torque aplicado e sua velocidade (Winkler et al., 2003, Cantwell e Hobkirk, 2004; Guda et al., 2008).

O controle do torque se dá por meio de chaves especiais, chamadas torquímetros, que servem para aferir e quantificar o torque exercido aos parafusos dos pilares. Os fabricantes especificam o valor no qual estes devem ser apertados para atingir a pré-carga pretendida, que geralmente é de 32 Ncm para parafusos de titânio. A pré-carga criada no parafuso a partir de

então deve se encontrar entre 60% a 75% do limite de escoamento do mesmo. Nessa fase elástica, quando cessam os carregamentos externos sobre o parafuso, este retorna ao seu formato original (Sakagushi et al., 1993; Haack et al., 1995; McGlumphy et al., 1998; Lang et al., 2003; Guda et al., 2008). Em contrapartida, há uma imprecisão inerente aos torquímetros em geral, e uma variância significativa entre operadores e chaves dos diferentes sistemas protéticos de implantes. Isto implica dizer que a pré-carga pretendida pode não ser alcançada clinicamente (Nissan et al., 2001).

Um aspecto que dever ser considerado para o aumento da pré-carga e para a redução do afrouxamento de parafusos é a aplicação de maiores valores de torque. Nos projetos dos parafusos atuais, valores de torque de 40 Ncm ou até 50 Ncm poderiam ser aplicados sem ocorrer deformação plástica dos mesmos. Essa manobra acarretaria em aumento da pré-carga e por consequência maior resistência à separação e maior estabilidade da conexão (Piermatti et al., 2006).

No entanto, o aumento do torque deve ser tratado com cautela, pois valores muito acima do recomendável podem reduzir consideravelmente a resistência à fadiga do parafuso (Burguete et al., 1994). Em decorrência do excesso de torque, o hexágono interno da cabeça do parafuso pode espanar ou ainda provocar danos ao torquímetro, além obviamente da possibilidade de fratura de ambos. Parafusos de distintas empresas comerciais da implantodontia, embora semelhantes, podem receber torques e consecutivamente quantidades máximas de pré-cargas diferentes antes de falharem. Inclusive parafusos usinados pelo mesmo fabricante, dentro do mesmo lote, podem exibir discrepâncias, interferindo significativamente na resistência e na pré-carga alcançada. (Sakaguchi e Borgersen, 1995; Tzenakis et al., 2002).

A efetividade da pré-carga também está associada a um evento desenvolvido no sistema de conexão, denominado relaxamento das tensões, que ocorre quando o momento de

torção dado pelo torque é cessado (Burguete et al., 1994). Durante a aplicação do torque, cerca de 50% da energia transmitida é empregada para superar a fricção entre a cabeça do parafuso e sua superfície de assentamento ao pilar. Outros 40% são dispensados para superar a fricção das roscas externas do parafuso com as internas do implante, e somente 10% produz a tensão real no parafuso. Como resultado, a pré-carga efetiva da junção parafusada torna-se menor do que a pretendida com a quantidade do torque aplicado (Tan e Nicholls, 2002; Elias et al., 2006; Coppedê, 2011).

Um maior valor de pré-carga, além do aumento do torque, pode ser alcançado com menores coeficientes de atrito entre as superfícies contactantes. Este depende da dureza das roscas, do acabamento e tratamento das suas superfícies, dos materiais, do contato na interface implante-pilar-parafuso, especialmente no contato entre as roscas, da tolerância do parafuso, da lubrificação e da velocidade do torque. Com a variação de qualquer desses fatores, o coeficiente de fricção e a pré-carga alcançada na junção parafusada poderá ser afetada (Sakaguchi e Borgersen, 1993 e 1995; Lang et al., 2003).

A quantidade e as propiedades do lubrificante na conexão são praticamente imprevisíveis, a menos haja a ausência total de lubrificante, ou seja, as roscas do implante e do pilar estejam completamente secas quando conectadas. Portanto, o coeficiente de atrito aumenta com a dureza dos materiais e com a rugosidade da superfície, e à medida que diminui a quantidade de lubrificante (Burguete et al., 1994). Clinicamente, o cenário mais compatível de fricção é o ambiente lubrificado, pois o meio oral é geralmente lubrificado pela saliva durante a conexão dos componentes protéticos ao implante. Neste cenário, os níveis médios de tensão alcançados no parafuso são maiores em comparação com o ambiente seco (Sakaguchi e Borgersen, 1993), aumentando sobremaneira a probabilidade de obter uma pré-carga mais próxima da ideal (Guda et al., 2008).

A dificuldade na mensuração da pré-carga em qualquer sistema de implantes é devido à natureza complexa do próprio desenho dos mesmos (Khraisat et al., 2004). Visando minimizar e superar os problemas de instabilidade na interface implante-pilar, três possíveis soluções mecânicas vêm sendo aprofundadas tecnicamente: o parafuso de retenção do pilar vem evoluindo com relação a sua geometria e aos materiais constituintes para maximizar a pré-carga; o torque aplicado ao parafuso de retenção tem aumentado; e conexões friccionais cônicas com características anti-rotacionais vêm sendo desenvolvidas (Dailey et al., 2009). Isso evidencia que a biomecânica dos sistemas de implantes tem um grande impacto nos resultados dos tratamentos. Ensaios comparativos são, portanto, indicados para explorar o comportamento dos diferentes sistemas, dando particular ênfase para os efeitos do desenho dos implantes e componentes protéticos (Şahin et al., 2002).

2.3. Conexões protéticas em implantodontia

Na avaliação do sucesso a longo prazo de um tratamento protético sobre implantes dentários, além de um esquema oclusal equilibrado e uma osseointegração íntegra, a confiabilidade e a estabilidade da interface implante-pilar desempenha um papel crucial (Merz et al., 2000; Bozkaya e Müftü, 2003). Com base em inúmeros relatos sobre as complicações protéticas na implantodontia, como o afrouxamento ou fratura dos parafusos de retenção de pilares, tornaram-se justificáveis modificações no desenho dos sistemas de implantes para que estes viessem a oferecer um maior grau de estabilidade biomecânica entre suas conexões. Em função disto, foram lançados no mercado sistemas de implantes com diversas plataformas protéticas, onde diferentes modelos apareceram como alternativa em relação à plataforma de hexágono externo (HE) convencional, incorporando características para resistência rotacional, indexação, e estabilização lateral. Dentre estes modelos encontram-se as conexões internas, a

conexão tipo cone morse, e conceito de plataforma modificada ou *plataform switching* (Quek et al., 2008; Pita et al., 2011).

O sistema precursor de HE apresenta uma configuração anti-rotacional constituída por um hexágono saliente sobre a plataforma protética do implante. Foi instituído por Brånemark et al. (1969 e 1977) com o objetivo de reabilitar indivíduos totalmente edêntulos e tornou-se o modelo mais utilizado mundialmente entre os sistemas de implantes odontológicos. Inicialmente, a única alternativa de tratamento protético sobre múltiplos implantes esplintados na região inter-forames eram as próteses totais fixas, difundidas como próteses protocolo, e as conexões não tinham até então grande demanda de estabilidade anti-rotacional (Finger et al., 2003).

Apesar da presença deste mecanismo e de características positivas como reversibilidade, versatilidade, compatibilidade entre diferentes sistemas e, sobretudo credibilidade dada por estudos clínicos longitudinais, esta conexão apresenta limitações mecânicas, como a pequena geometria do hexágono, ocasionando possíveis micro-movimentações na junção parafusada. Por ter um maior centro de rotação pode levar a uma menor resistência à rotação nos movimentos laterais, e uma possível fenda na interface pilar-implante, gerando intercorrências biológicas e biomecânicas, como o afrouxamento do parafuso de retenção de pilares protéticos (Maeda et al., 2006). Este é geralmente potencializado por três fatores: sobrecarga vertical sobre os implantes devido ao contato oclusal, forças laterais no lado de não-trabalho diante de interferências oclusais, e supra-estruturas sem adaptação passiva (Salvi e Lang, 2001).

A maior taxa de afrouxamento de parafusos é reportada em restaurações unitárias (Jemt et al., 1991), sobretudo na região de molares (McGlumphy et al., 1998), e o componente anti-rotacional proporcionado pelo hexágono externo é necessário para estabilizá-las, especialmente diante de possíveis correções de posicionamento por meio de pilares angulados

(Lazzara et al., 1991). Implantes com um hexágono externo curto na sua área de contato com o pilar parecem ser particularmente propensos ao afrouxamento do parafuso. Normalmente, uma alta incidência de afrouxamento de até 40% é encontrada para este tipo de conexão (Becker e Becker, 1995). Para tanto, o hexágono na plataforma do implante deve se estender no mínimo em 1.2 mm de altura para prevenir o afrouxamento e consequentemente a perda da retenção do parafuso de fixação do pilar (Ohrnell et al., 1988; Akour et al., 2005).

Nos implantes HE, há uma conexão de topo entre implante e pilar. Neste desenho, o parafuso de retenção é o único elemento que mantém o implante e o pilar fixados. Logo, o apertamento puro do parafuso (torque) é o princípio básico de funcionalidade do mecanismo, e a pré-carga axial do mesmo é um fator determinante para a estabilidade da conexão (Burguete et al., 1994; Sakagushi e Borgersen, 1995). Não há uma forma de bloqueio ou de travamento positivo dado pelo hexágono, o que determina sua posição rotacional porém não absorve e resiste à qualquer carregamento não-axial (Haack et al., 1995; Merz et al., 2000, Schwarz, 2000, Akça et al., 2003). Esta propriedade faz com que este modelo de conexão seja inerentemente propenso aos momentos de flexão (Şahin et al., 2002). As limitações da plataforma em HE tornaram-se mais evidentes quando sua aplicação foi expandida ao uso em arcos parcialmente desdentados, especialmente reposições unitárias, projetando os estudos com sistemas antirrotacionais e conexões internas (Tsuge e Hagiwara, 2009).

As conexões internas, dentre elas o sistema de hexágono interno (HI), são uma evolução do HE tradicional e apresentam algumas vantagens sobre ele, como favorecer menor desaperto e fraturas de parafusos e absorver melhor as cargas externas. Seu desenho possibilita ainda uma distribuição mais homogênea das tensões ao redor dos implantes, diminuindo as tensões sobre a crista óssea (Bernardes et al., 2010). Isso provavelmente ocorre devido à maior profundidade do HI dentro do implante, diminuindo o braço de alavanca e deslocando o ponto de transferência de carga (fulcro) próximo ao terço médio do implante.

Tal fator promove uma melhor dissipação das tensões entre as estruturas, localizando-as junto ao terço apical do implante. A tensão nos implantes de HI também é reduzida devido à maior proteção e estabilidade do parafuso do pilar, diminuindo assim sua possibilidade de fratura, afrouxamento e falha protética (Nakamura et al., 2006; Silva et al., 2007).

Outras vantagens sugeridas com a utilização da plataforma em HI incluem a sensação tátil do completo assentamento do pilar e a maior eficiência e resistência do sistema anti-rotacional, auxiliando a dissipação de cargas no sentido axial. Diante de forças oblíquas, a parede lateral da área de conexão do pilar contribui especialmente na distribuição das forças. Ainda, apresenta-se favorável para situações de único estágio e de implantes unitários, e onde o espaço protético interoclusal encontra-se limitado. No entanto, possíveis deficiências apontadas para este sistema é o posicionamento da prótese, que fica no interior do implante, não permitindo ao profissional a visualização de forma direta durante o posicionamento cirúrgico. Em casos de implantes múltiplos, onde não haja paralelismo entre os mesmos, o sistema HI também apresenta indicação limitada. Não há, portanto, relatos conclusivos de que a configuração em HI seja mais eficiente que a HE (Maeda et al., 2006; Tsuge e Hagiwara, 2009; Pita et al., 2011).

Outro sistema de conexão interna desenvolvido na tentativa de aprimorar alguns contratempos biológicos e mecânicos apresentados pelo sistema HE e com o intuito de promover resistência superior à interface implante-pilar, distribuir as forças intra-orais mais profundamente ao longo do conjunto, proteger o parafuso de retenção de cargas excessivas, e reduzir o potencial de micro-infiltração é a conexão em triângulo interno (TI), ou canal triplo interno, ou *tri-channel*, ou de câmeras em tubo (Finger et al., 2003; Coppedê, 2011).

Esta conexão foi originalmente desenvolvida pela Steri-Oss® (Yorba Linda, Califórnia, EUA) e posteriormente adquirida pela Nobel Biocare® (Yorba Linda, Califórnia, EUA). É encontrada nos implantes Replace Select® (Nobel Biocare®, Yorba Linda,

Califórnia, EUA) e, segundo o fabricante, os três lobos radiais e a longa extensão de encaixe fornecem uma conexão segura e estável. Ainda, distribui de modo uniforme a força anti-rotacional através da conexão, reduzindo os micromovimentos e as forças de flexão, proporcionando a sensação táctil de assentamento durante a instalação dos componentes. Um dos objetivos ao desenvolver a conexão TI foi aumentar a resistência do implante aos altos torques de instalação inerentes às técnicas de carga imediata (Coppedê, 2011). A resistência à fratura durante a aplicação de torque dos implantes Replace Select® de 3,5 mm e 4,3 mm de diâmetro são 150 Ncm e 300 Ncm, respectivamente. Para os valores de resistência à fadiga, os valores para os implantes de diâmetro de 3,5 mm e de 4,3 mm são de 197 N e 283 N, respectivamente (disponível em: www.nobelbiocare.com).

A configuração em TI apresenta menor potencial para fratura de componentes, além da capacidade de evitar a rotação da prótese e prevenir o afrouxamento do parafuso de retenção do pilar. Seu deslocamento máximo, ou seja, sua deformação é menor que o presente no sistema de HE. Inversamente, sua área de contato entre o pilar e o implante é maior, condição inerente à sua própria geometria (Akour et al., 2005). Em contrapartida, a literatura relativa à conexão TI ainda é escassa quando comparada ao sistema HE, e não existem estudos clínicos longitudinais relatando possíveis complicações protéticas para os implantes Replace Select®. Portanto a comprovação científica das vantagens biomecânicas alegadas pelo fabricante deste sistema ainda é inconclusiva (Quek et al., 2008).

Em contraste com a conexão padrão de topo entre pilar-implante, foi dada uma nova abordagem ao desenho dos implantes, onde o pilar é conectado ao implante através de uma interface interna cônica, sem a necessidade da estabilização por meio do parafuso de retenção (Binon et al., 1996; Merz et al., 2000; Schwarz, 2000; Pita et al., 2011). Esta conexão, denominada cone morse (CM), promove o travamento positivo ou geométrico do sistema

através da fricção mecânica entre as superfícies, interna do implante e externa do pilar (Merz et al., 2000; Salvi e Lang, 2001).

Esse sistema de fixação entre componentes por meio de um contato angular é largamente utilizado em projetos mecânicos para imobilizar duas partes, onde se forma uma "solda fria" na união das mesmas. Isto tende a ocorrer devido à coincidência da inclinação das duas peças criando uma área de íntimo contato, onde ao se aplicar uma carga relativamente pequena, comparada a sua resistência mecânica, já se obtém uma ótima fixação. Outra vantagem desse sistema é o fato de dois componentes ficarem perfeitamente alinhados no mesmo centro, ocorrendo assim uma distribuição homogênea das tensões recebidas. A conexão permite a transmissão de carga devido às forças de atrito entre as superfícies onde um componente apresenta um diâmetro ligeiramente maior que outro. As características do encaixe cônco, como a retirada e inserção das forças e a distribuição de tensões nos componentes, dependem do ângulo do cone, do comprimento das faces em contato, dos diâmetros interno e externo dos componentes, da profundidade da inserção, das propriedades dos materiais e do coeficiente de atrito (Merz et al., 2000).

Em implantes de conexão interna cônica a fricção desempenha um papel crucial na manutenção da integridade da junção parafusada, além do torque (pré-carga) aplicado durante o aperto do pilar. Estas diferenças fundamentais no desenho afetam significativamente o comportamento mecânico dos implantes (Şahin et al., 2002). Assim, o parafuso também forma uma junção mais resistente em relação ao sistema de HE, pois este se orienta profundamente dentro do corpo do implante, que usualmente possui paredes internas com convergência de 8º a 11º (Pita et al., 2011). Como o parafuso é rosqueado no local, as paredes do implante o suportam mantendo a conexão e reduzindo assim as tensões. Como resultado, faz-se necessário 30% mais força para desencaixar o parafuso de retenção do que para encaixá-lo (Hunt et al., 2005). Este mecanismo resulta em um momento de destorque, ou

torque reverso, que é de 10% a 20% superior ao momento de torque, enquanto na conexão hexagonal de topo entre pilar-implante o momento do destorque é aproximadamente 10% menor que o do torque (Sutter et al., 1993).

O sistema apresenta ainda uma diferença significativa no aumento da resistência a flexão, quando comparado às forças geradas nos implantes hexagonais convencionais (Norton, 1997; Merz et al., 2000). Adicionalmente, a conexão CM se caracteriza por eliminar a junção pilar-implante da região subsulcular, transferindo-a para a região intrasulcular (Inoue et al., 2006), proporcionando alta confiabilidade com relação ao afrouxamento e fratura dos componentes protéticos (Müftü e Chapman, 1998; Morgan e Chapman, 1999), além de uma grande estabilidade em longo prazo no uso clínico (Merz et al., 2000; Joly e Lima, 2001).

Sob condições de carregamento funcional, a liberdade mecânica de uma conexão como o HE resulta em vibrações e micromovimentos, levando às incidências de falhas nos parafusos de retenção dos pilares protéticos, como afrouxamento, perda de retenção ou mesmo a fratura dos mesmos (Salvi e Lang, 2001). Entretanto, tem sido reportado que o afrouxamento dos parafusos também ocorre no sistema de conexão do tipo CM em próteses unitárias em uma faixa entre 3,6% a 5,3%, onde a fixação dos parafusos por oclusal promove um dano potencial para uma prótese totalmente funcional. Assim, sugere-se que as próteses cimentadas possam reduzir sobremaneira essas complicações técnicas (Levine et al., 1997 e 1999).

O desenho dos implantes CM permite que um maior volume de tecido mole se forme ao redor do pescoço do pilar. Mesmo nos casos de biotipo gengival fino, nos quais existe uma delgada camada de tecido mole recobrindo a crista óssea, é possível promover um perfil de emergência natural (Nentwig, 2004; Weigl, 2004). Em contrapartida, eventuais deficiências ou limitações apontadas para o CM incluem a dificuldade de assentamento e passividade em restaurações múltiplas, bem como uma menor versatilidade e compatibilidade dos

componentes protéticos entre diferentes sistemas. A instalação cirúrgica é mais crítica, onde os implantes devem se encontrar em nível ligeiramente infra-ósseo, evitando-se angulações significativas (Pita et al., 2011).

Portanto, o bom posicionamento dos mesmos é imprescindível para que os pilares sejam parafusados seguindo os seus eixos axiais. O custo representa uma desvantagem relativa, já que ultimamente as empresas nacionais passaram a fabricar implantes com sistema CM, aumentando-se a acessibilidade aos mesmos. Ainda, a redução da perda óssea ao redor da plataforma protética não está relacionada apenas com a ausência de uma fenda entre implante e pilar, mas também com a redução do diâmetro da plataforma de assentamento do pilar em relação ao implante, proporcionando um ganho de espessura gengival nessa região e levando a um aumento das defesas naturais do organismo (Gebrim, 2005).

Este conceito denominado *plataform switching* foi desenvolvido justamente para controlar a perda óssea peri-implantar após a instalação de implantes. Refere-se ao uso de um pilar de menor diâmetro conectado a um implante com plataforma de maior diâmetro (Pita et al., 2011). Essa conexão modificada no perímetro da conexão pilar-implante otimiza a distribuição de forças em direção axial, com o intuito de manter estável o nível ósseo após o carregamento (Lazzara e Porter, 2006; Calvo Guirado et al., 2007; Maeda et al., 2008). Quando a relação horizontal entre a plataforma externa do implante e o componente protético é estabelecida, ocorre a redução da perda da crista óssea, permitindo uma melhora da reabilitação funcional e estética (López-Marí et al., 2009).

A preservação óssea se dá pelo estabelecimento de um selamento biológico hermético em relação à infiltração bacteriana, onde os tecidos moles circundantes assumem uma função protetora da crista óssea. Essa situação traz importantes consequências estéticas para a manutenção das papilas interdentais (Calvo Guirado et al., 2007). Além do espaço biológico dado pela plataforma *switching*, outros fatores como o desenho do implante na região

cervical, rugosidade de superfície, profundidade de inserção, desenho do pilar e prevenção de micro-lesões no tecido mole peri-implantar são determinantes para a preservação do nível da crista óssea (Hermann et al., 2007).

A junção modificada por meio da plataforma *switching* oferece importantes vantagens e possíveis aplicações, que incluem situações onde é desejável um largo diâmetro do implante e o espaço protético é limitado, e na região anterior onde a preservação da crista óssea pode promover melhores resultados estéticos (Pita et al., 2011). A plataforma *switching* é capaz de reduzir ou eliminar a perda da crista óssea, contribuindo para a manutenção da altura e espessura da mesma, bem como do pico da crista entre implantes adjacentes, limitando também a perda óssea circunferencial (Vela-Nebot et al., 2006; López-Marí et al., 2009).

O carregamento imediato em implantes com plataforma *switching* pode fornecer estabilidade dos tecidos duros peri-implantares e preservação das papilas e tecidos moles (Canullo e Rasperini, 2007). Entretanto, algumas limitações são observadas, como a necessidade de componentes que tenham um desenho similar, já que o orifício de acesso ao parafuso deve ser uniforme, e também de uma profundidade suficiente de tecido mole de aproximadamente 3 mm ou mais, para que haja espaço biológico suficiente para desenvolver um perfil de emergência adequado (Gardner, 2005; Baumgarten et al., 2005).

O desenho dos componentes de implantes predispõem o parafuso de fixação à cargas assimétricas e à elevadas tensões durante a função, o que resulta em afrouxamento e fratura dos mesmos (Sakaguchi e Borgersen, 1993). Contudo, além de mudanças nos desenhos dos implantes, pesquisadores e fabricantes buscam o desenvolvimento de novos tipos de parafusos de retenção de pilares com diferentes geometrias e composições de superfície, com o intuito de que estes novos parafusos aumentem a estabilidade das junções parafusadas (Martin et al., 2001).

Objetivando esta proposta, um estudo recente avaliou o comportamento mecânico de dois tipos de conexão implante-pilar, HE e TI, utilizando parafusos convencionais e parafusos experimentais com base angulada, denominados parafusos Cone Morse (CM). Os resultados evidenciaram que os parafusos CM obtiveram torques de desaperto significativamente superiores aos apresentados pelos parafusos planos convencionais e que os conjuntos fixados com parafusos CM apresentaram ainda maior resistência à flexão, especialmente na conexão TI. Segundo o autor, a razão para utilização da conexão cônica é que ela reduz a vibração transmitida ao parafuso devido à estabilidade da retenção friccional, aumentando a resistência da interface implante-pilar aos micromovimentos e minimizando a ocorrência de afrouxamento de parafusos. No entanto, apesar dos resultados promissores, estudos com dados numéricos se fazem necessários para a determinação conclusiva da configuração ideal destes parafusos modificados (Coppedê, 2011).

Baseado nos conhecimentos biomecânicos atuais, a junção implante-pilar mais próxima do ideal deveria apresentar conexão cônica interna (CM), indexação do posicionamento protético do pilar, parafuso de retenção com cabeça cônica, componente com cinta ou com linha zero e o conceito de plataforma *switching*. (Coppedê, 2011). Portanto, é de fundamental importância as pesquisas relacionadas à bioengenharia e à biomecânica para o desenvolvimento e comprovação de componentes protéticos que ofereçam todas essas vantagens requeridas em um sistema de conexão estável (Pita et al., 2011).

Os dados sobre os parâmetros que envolvem o desenho dos implantes, a natureza dinâmica do carregamento, as propriedades estruturais e mecânicas dos sistemas de implantes e o comportamento das próteses implantossuportadas requerem ainda estudos e esclarecimentos adicionais. Apesar do conhecimento do comportamento estático, a resposta dinâmica de tais sistemas ainda é pouco esclarecida, e resultados conflitantes persistem em

relação à eficácia das conexões na interface implante-pilar (Bozkaya e Müftü, 2003; Kitagawa et al., 2005; Wang et al., 2009).

Dentre as técnicas modernas utilizadas para avaliar o comportamento biomecânico dos sistemas de implantes destaca-se o método dos elementos finitos (MEF). Esta ferramenta fornece as distribuições de tensões e deformações nas estruturas internas, bem como nas externas (Assunção et al., 2009), e uma vez validada com resultados experimentais pode simular e projetar o comportamento real dos componentes protéticos, fornecendo dados qualitativos e quantitativos sobre as tensões desenvolvidas nas distintas conexões (Sakaguchi e Borgersen, 1993 e 1995; Kunavisarut et al., 2002). Portanto, o desenho ideal dos implantes e componentes deve ser amplamente pesquisado utilizando esta metodologia (Kitagawa et al., 2005).

2.4. O método dos elementos finitos (MEF)

Com o advento e evolução da informática, tornou-se mais eficiente e viável a simulação de fenômenos físicos por meio de programas de computadores. Atualmente, um dos mais conhecidos métodos de simulação utilizado em projetos de estruturas mecânicas, é o método dos elementos finitos (Rubo e Souza, 2001). O MEF foi inicialmente desenvolvido na década de 1960, e se originou a partir das necessidades para a solução de problemas complexos de elasticidade e análise estrutural em engenharia civil e aeronáutica, e desde então também tem sido extensamente utilizado para avaliar transferência de calor, fluxo de fluidos, transporte de massa e corrente eletromagnética (Assunção et al., 2009a).

Esse recurso pode ser empregado em diversas áreas das ciências exatas e biológicas pela sua grande versatilidade e eficiência. (Lotti et al., 2006). Em odontologia, sobretudo na reabilitação oral, onde se deseja analisar cargas, tensões ou deslocamentos, o MEF confirgura

uma ferramenta útil para avaliar o comportamento biomecânico dos sistemas de implantes e próteses, devido à complexidade geométrica e interações dos componentes envolvidos. Foi utilizado pela primeira vez por Weinstein et al. (1976), para avaliar a distribuição de tensões em implantes dentários e tecidos periimplantares.

O MEF é uma técnica de análise que consiste na discretização ou subdivisão de um meio contínuo em elementos menores e mais simples, mantendo as mesmas propriedades do meio original. Normalmente, o modelo abordado é muito complexo para ser resolvido satisfatoriamente por métodos analíticos clássicos. Produz-se então diversas equações algébricas simultaneamente para cada elemento, que são geradas e resolvidas por funções matemáticas em um programa computacional (Geng et al., 2001; Lotti et al., 2006; Assunção et al., 2009a). Basicamente, ao invés de buscar uma solução para todo o conjunto, formula-se uma solução para cada elemento e combina-os corretamente para se obter os resultados desejados (Geng et al., 2001; Assunção et al., 2009a).

Para a confecção de um modelo experimental é necessário inicialmente definir o objeto da pesquisa, estabelecendo-se a geometria de sua estrutura (Lotti et al., 2006). Esta, por sua vez, pode ser desenhada em programas de modelagem gráfica, ou ainda obtida por meio de técnicas de extração a partir de imagens digitais prévias (radiografias, tomografias e micro-tomografias computadorizadas, e ressonâncias magnéticas), visando geometrias mais realistas e, consequentemente, uma maior precisão das tensões geradas (Geng et al., 2001; Magne, 2007; Assunção et al., 2009a).

Posteriormente à criação da estrutura, a mesma é discretizada em pequenos segmentos, denominados elementos finitos, formando uma malha. Estes elementos representam coordenadas no espaço e podem assumir diversos formatos, sendo que os tetraédricos e os hexaédricos são os mais comuns e adaptáveis à geometrias complexas. Como a estrutura geralmente apresenta forma arbitrária, sua malha pode misturar elementos de diferentes tipos

e propriedades físicas, e quanto maior o seu número, mais preciso será o modelo e mais fidedignos os resultados com a realidade clínica (Geng et al., 2001).

Nas extremidades de cada elemento encontram-se os nós, que conectam e passam as informações entre os elementos, formando uma malha arranjada em camadas bidimensionais (2D) ou tridimensionais (3D). Cada nó possui um número definido de graus de liberdade, que caracterizam a forma como este irá deslocar-se no espaço. Este deslocamento pode ser descrito em duas dimensões espaciais (X e Y) no caso dos modelos 2D, ou em três (X, Y e Z) para os modelos 3D (Lotti et al., 2006). Inicialmente, a análise 2D foi instituída para simular modelos mais simples e posteriormente evoluiu-se para análises dinâmicas e mais complexas em 3D. A seleção do tipo de análise depende de fatores como a complexidade das geometrias do modelo, equipamentos disponíveis, tempo de processamento e expectativa em termos de precisão dos resultados a serem obtidos (Rubo e Souza, 2001; Romeed et al., 2006).

O passo seguinte é a determinação das propriedades físicas e mecânicas dos materiais constituintes de cada estrutura do modelo. Esta etapa também é essencial para que se obtenha fidelidade dos resultados, uma vez que estas propriedades influenciarão as respostas do modelo diante da aplicação de forças. Outra característica de fundamental importância refere-se ao comportamento dos materiais frente a uma deformação. Nos modelos linearmente elásticos, onde todas as estruturas estão unidas com a mesma intensidade, as deformações são diretamente proporcionais às forças aplicadas. Nos não lineares, onde as estruturas dos modelos estão unidas com intensidades diferentes entre si (fricção, deslizamento), as tensões geradas não são lineares ou proporcionais às forças aplicadas (Rubo e Souza, 2001; Lotti et al., 2006; Assunção et al., 2009a).

Além das propriedades de elasticidade, os materiais podem ser considerados homogêneos, que apresentam a mesma composição química e estrutural em toda sua extensão (Ex.: ligas metálicas, titânio, resinas compostas, cerâmicas) ou heterogêneos, que tem sua

composição diferente (Ex.: dentina, osso, ligamento periodontal). Ainda, podem ser classificados como isotrópicos, ortotrópicos ou anisotrópicos. Um material isotrópico significa que suas propriedades mecânicas são as mesmas em todas as direções em um mesmo ponto do elemento estrutural (Ex.: metais puros), (Rubo e Souza, 2001; Lotti et al., 2006; Assunção et al., 2009a).

Em um material ortotrópico, suas propriedades mecânicas são as mesmas em duas direções e diferentes em uma terceira (Ex.: esmalte dental), enquanto em um material anisotrópico, suas propriedades diferem em todas as direções (Ex.: dentina e osso). Por fim, determina-se o Módulo de Young ou Elasticidade (E) e o Coeficiente de Poisson das estruturas. O primeiro é um parâmetro mecânico que proporciona uma medida da rigidez de um material sólido. Obtém-se da razão entre a tensão exercida e a deformação sofrida pelo mesmo. Já o segundo refere-se ao valor absoluto da razão entre a deformação específica lateral e longitudinal do material em um eixo de tração axial, (Rubo e Souza, 2001; Lotti et al., 2006; Assunção et al., 2009a).

Após a determinação de todas as propriedades, incluindo a interação entre os componentes como o contato entre superfícies e coeficientes de fricção ou atrito, prossegue-se com a aplicação das cargas necessárias, simulação e análise dos resultados. O comportamento de cada um dos elementos é descrito por funções algébricas, em que os achados representarão a distribuição de tensões e deformações do modelo. A visualização dos resultados é feita qualitativamente por uma escala de cores, em que cada tonalidade corresponde a uma quantidade de deslocamento ou tensão gerada nas estruturas, e quantitativamente, com valores dados em Mega Pascal (MPa). Desta forma, pode-se detectar como ocorreu o deslocamento, o tipo de movimento realizado, qual região se deslocou em maior magnitude, ou como as tensões se distribuíram sobre as estruturas analisadas nas três direções do espaço (X, Y e Z), para os modelos 3D (Rubo e Souza, 2001; Lotti et al., 2006; Assunção et al., 2009a).

Quando selecionado um dos eixos da coordenada, a escala de cores e seus valores corresponderão à quantidade de tensão e/ou deslocamento presente na direção e no sentido do eixo avaliado, conforme previamente definido. Como critério de análise, as tensões de von Mises (σ_{vM}) são comumente empregadas para análise de materiais dúcteis e representam a média das tensões em todas as direções, permitindo localizar os pontos de maior concentração das mesmas durante a visualização e interpretação dos resultados (Rubo e Souza, 2001; Lotti et al., 2006; Assunção et al., 2009a).

Em síntese, um estudo com o MEF envolve tipicamente os seguintes passos: (1) desenvolvimento de um modelo representando um problema físico que necessita ser avaliado; (2) divisão da estrutura em elementos finitos. Um programa de geração da malha, chamado pré-processador, realiza este trabalho; (3) formulação das propriedades dos elementos; (4) montagem do conjunto de componentes para obter o modelo de elementos finitos da estrutura; (5) aplicação das cargas pré-estabelecidas: forças nodais (carregamentos axiais, oblíquos) e/ou momentos (torque); (6) especificação de como a estrutura é suportada. Esta etapa envolve vários ajustes de deslocamento nodal com valores conhecidos; (7) solução de equações algébricas simultâneamente para determinar o deslocamento nodal; (8) cálculo dos deslocamentos nodais dos elementos no campo de interpolação e, finalmente, o cálculo das tensões. Programas de interpretação, chamados pós-processadores, exibe-as em forma de gráficos (Assunção et al., 2009a).

A distribuição de tensões, no entanto, depende de suposições feitas na geometria do modelo, das propriedades dos materiais, das condições de contorno e da interface osso-implante-componentes protéticos. Assim, a natureza anisotrópica e heterogênea dos materiais devem ser consideradas e condições de contorno devem ser cuidadosamente tratadas com o uso de técnicas de modelagem, como a interface osso-implante, simulando a área de contato

real da osseointegração, bem como o padrão de interações detalhado entre as superfícies dos componentes protéticos (Geng et al., 2001; Assunção et al., 2009a).

A modelagem por elementos finitos, apesar de bastante eficiente, não se torna uma metodologia única e independente (Rubo e Souza, 2001). A precisão dos resultados possui limites de tolerância, que devem ser levados em consideração, como em todo modelo matemático. Os fatores que podem conduzir a imprecisões dos resultados incluem a variabilidade inerente aos processos biomecânicos, como tamanho ou forma do modelo; características mecânicas dos materiais; simplificações para a adoção de um determinado modelo matemático; divisão de estruturas complexas em várias formas geométricas, levando à perda de alguns detalhes; omissão ou má interpretação dos aspectos importantes do comportamento físico do material; erros do programa de computador não checados devidamente; utilização de programas inapropriados e/ou de informações incorretas; obtenção de uma malha muito simplificada e uso de um elemento inadequado (Lotti et al., 2006).

Apesar das limitações e destas possíveis intercorrências, a análise pelo MEF apresenta inúmeras vantagens quando aplicada à odontologia, sobretudo às áreas da implantodontia e prótese dentária, especialmente pela semelhança física entre a estrutura real e seu modelo virtual de elementos finitos e também pela possibilidade da simulação de diversas condições com simples alterações de dados (Assunção et al., 2009b).

Adicionalmente, permite mensurar a distribuição de tensões ao redor de implantes e em suas estruturas internas, como nos parafusos de fixação de coroas e pilares prótéticos, que são difíceis ou inviáveis de se examinar clinicamente. Assim, a metodologia torna-se extremamente útil para avaliar o comportamento biomecânico dos sistemas de implantes com predição clínica aproximada da condição real, porém o pesquisador deve ter conhecimento suficiente na fabricação do modelo (delineamento experimental) e na análise e interpretação dos resultados (Assunção et al., 2009a). Para tanto, é essencial a interação entre profissionais

da engenharia e da odontologia para que estes resultados sejam precisos e válidos (Lotti et al., 2006).

Devido às vantagens e ao contínuo uso desse método, torna-se de suma importância o conhecimento e difusão da técnica, para que sua utilização possa proporcionar benefícios às pesquisas científicas. Além disso, é condição primordial que os clínicos conheçam os conceitos básicos do MEF para que os resultados das crescentes pesquisas possam ser mais bem compreendidos, interpretados e empregados no diagnóstico e planejamento de casos clínicos (Lotti et al., 2006). Com base em sua versatilidade, o MEF tem sido extensamente utilizado para investigar diferentes estratégias terapêuticas no tratamento de pacientes edêntulos com implantes dentários e sua importância no resultado do tratamento reabilitador protético (Şahin et al., 2002; Assunção et al., 2009a).

2.5. Aplicabilidade do MEF no estudo das junções parafusadas e conexões protéticas

Com base na premissa de que ciclos repetidos de carga sobre reabilitações protéticas sobre implantes podem induzir seus componentes à fadiga e falhas, Sakaguchi e Borgersen (1993) propuseram um estudo para avaliar o comportamento biomecânico de um conjunto constituído de coroa protética, parafuso de retenção e pilar, sob carregamento para a compreensão do mecanismo de afrouxamento e fratura dos parafusos de fixação. Um modelo 2D foi desenvolvido para análise de contato não linear pelo MEF, onde a simulação de um torque no parafuso de fixação foi seguido de um carregamento axial em uma ponta da cúspide da coroa implantossuportada.

Este carregamento resultou na separação do contato entre o parafuso de retenção e o pilar, e entre a coroa e o pilar, configurando a hipótese de que repetidos ciclos de carga promovem a alternância entre contato e separação dos componentes, especialmente entre a

base da cabeça dos parafusos de fixação e a coroa. Assim, os autores concluíram que os achados clínicos de afrouxamento do parafuso e falhas protéticas provavelmente resultam desses eventos de separação dos componentes e das tensões elevadas encontradas na haste do parafuso, conforme demonstrado no modelo experimental (Sakaguchi e Borgersen, 1993).

Posteriormente, os mesmos autores (Sakaguchi e Borgersen, 1995) avaliaram o mecanismo de transferência de cargas entre os componentes protéticos, causada pela aplicação de torque nos parafusos de fixação. O MEF foi utilizado devido ao interesse nas interações internas entre os parafusos e superfícies de contato, e a distribuição de tensões nos mesmos após a aplicação do torque foi avaliada quanto à possível predisposição a falhas. Os resultados confirmaram que quando o parafuso de retenção da coroa é fixado ao pilar, a força sobre o implante é aumentada à custa da redução da força de fixação na interface pilar-parafuso, e as tensões máximas encontradas nos parafusos após a pré-carga foram inferiores a 55% do limite de escoamento dos mesmos. Assim, o estudo evidencia que o torque adicional do parafuso se afigura possível, desde que não exceda o rendimento do material.

Versluis et al. (1999) apontaram o afrouxamento dos parafusos de retenção de pilares e próteses como uma intercorrência frequentemente relacionada aos tratamentos com implantes dentários, e no intuito de eliminar ou reduzir sua ocorrência os autores estudaram a incorporação de uma anilha personalizada em um implante tipo Brånemark (HE) e seu possível efeito sobre o afrouxamento do parafuso. A simulação pelo MEF indicou que a anilha pode aumentar significativamente a tolerância do parafuso contra o afrouxamento devido ao aumento da tolerância do implante contra a deformação, podendo oferecer uma solução clínica simples e acessível contra o problema persistente de afrouxamento de parafusos e componentes protéticos.

Merz et al. (2000) compararam o comportamento biomecânico de dois tipos distintos de conexão entre implante e pilar. Para tanto, modelos de elementos finitos 3D não lineares

foram criados para simular as conexões HE e CM, e interpretar os resultados comparativos com testes de carregamento cíclico realizado em modelos reais de implante-pilar. Os resultados evidenciaram a superioridade mecânica das conexões com pilar cônico (CM) e, de acordo com os autores, ajudam a explicar a sua significativa melhor estabilidade a longo prazo na aplicação clínica.

Em consonância com a proposta do estudo anterior, Bozkaya e Müftü (2003) ressaltaram a confiabilidade do encaixe por interferência cônica na conexão entre o pilar e o implante. Os autores analisaram a mecânica de sistemas CM por meio do MEF para prever a pressão de contato na interface entre ambos. Os resultados mostraram que as tensões localizam-se na região central do comprimento da interface de contato, e se os materiais são tratados como perfeitamente elásticos, os valores para a perda do torque aumentam linearmente em função da profundidade de inserção. O estudo indica, portanto, que a profundidade de inserção cada vez maior do contato angular não corresponde necessariamente ao aumento dos valores do torque.

Lang et al. (2003) examinaram a natureza dinâmica do desenvolvimento da pré-carga em diferentes sistemas de implantes. Usando *softwares* específicos, dois modelos 3D foram criados, um constituído por um sistema de implante HE, e outro por um sistema TI. Os parafusos dos pilares foram submetidos a um torque em incrementos de 1 Ncm, de 0-64 Ncm, determinando-se o efeito do coeficiente de fricção no desenvolvimento da quantidade de pré-carga nas duas conexões durante e após o aperto dos parafusos. No primeiro experimento o coeficiente de fricção foi ajustado em 0.20 entre as superfícies de titânio do pilar e do implante. Já no segundo experimento, este valor foi variado para 0.12. A quantidade de pré-carga foi determinada por meio da análise pelo MEF, onde o padrão de distribuição de tensões demonstrou claramente a transferência de força da pré-carga do parafuso para o implante durante o aperto do mesmo. Os resultados apontaram que diante do torque de 32 Ncm, e na

presença de um coeficiente de fricção de 0.20, os parafusos de retenção dos pilares apresentaram uma pré-carga menor que a ideal. Para atingir a pré-carga desejada, de 75% do limite de resistência do material, utilizando o mesmo torque de 32 Ncm recomendado para estes parafusos, o coeficiente de fricção entre os componentes dos implantes deveria ser de 0.12 para os dois sistemas, evidenciando a influência do coeficiente de fricção sobre a pré-carga alcançada durante o torque dos parafusos.

Com o objetivo de investigar a distribuição de tensões em parafusos pré-carregados, Alkan et al. (2004) avaliaram três tipos de conexões implante-pilar durante forças oclusais pelo MEF-3D. O primeiro foi o sistema HE com pilar parafusado, o segundo foi o sistema CM, subdividido em um conjunto com pilar cônico cimentado e outro com pilar octogonal interno parafusado. A pré-carga decorrente dos torques recomendados pelos fabricantes foi simulada para as conexões parafusadas dos dois sistemas de implantes, carregados em seguida com três simulações estáticas de carregamento (10 N horizontal, 35 N vertical, e 70 N oblíquo) na região correspondente a superfície oclusal da coroa protética. Os valores máximos de tensão calculados nos parafusos pré-carregado após os carregamentos foram bem abaixo do limite de escoamento tanto dos pilares quanto dos parafusos protéticos, para os dois sistemas de junção parafusada. Os resultados sugerem ainda que os três sistemas de conexão implante-pilar não demonstram valores de tensões que possam causar falhas protéticas frente a intensidade das cargas propostas.

Akour et al. (2005) propuseram comparar o efeito de forças compressivas cíclicas na perda de retenção de parafusos de pilares em dois diferentes desenhos antirrotacionais de interface implante-pilar. Foram desenvolvidos modelos 3D de conexões de HE e TI, com seus respectivos pilares e parafusos de fixação, e posteriormente realizada a análise pelo MEF. Os resultados revelaram que a conexão HE apresenta significativamente maior tensão e deflexão em comparação a TI, concluindo-se que o sistema antirrotacional TI apresenta um menor

potencial de fratura do conjunto pilar-implante, além da capacidade de prevenir a rotação da prótese e o afrouxamento do parafuso de retenção do pilar.

Seguindo a mesma filosofia de estudo, Kitagawa et al. (2005) avaliaram a influência da conexão pilar-implante no afrouxamento do parafuso em outros dois sistemas de implantes, HE e CM, pela análise dinâmica não linear de elementos finitos 3D. Cinco impulsos de cargas de 100 N foram aplicados na superfície oclusal dos conjuntos por 0.2 segundos, em intervalos de 0.6 segundos. Os movimentos correspondentes ao afrouxamento dos parafusos dos pilares foram avaliados pelo deslocamento obtido a partir de quatro pontos pré-determinados localizados nas faces mesial, distal, vestibular e lingual, na interface entre as roscas do parafuso do pilar e do implante. Os resultados revelaram maior micro-movimentação na interface para o sistema HE em comparação ao modelo CM. Adicionalmente, o modelo HE demonstrou movimento rotacional enquanto o CM não, evidenciando que o comportamento dinâmico dos sistemas de implantes é claramente influenciado pela conexão entre pilar e implante.

Guda et al. (2008) analisaram a variabilidade inerente às propriedades dos materiais, interações de superfície e o torque aplicado em um sistema de implante, para determinar a probabilidade de obtenção de valores desejados de pré-carga além de identificar as variáveis significativas que a afetam. Um modelo de elementos finitos foi integrado a um *software* de análise probabilística, onde o coeficiente de atrito, o módulo de elasticidade, o coeficiente de Poisson, e o torque aplicado foram modelados como variáveis aleatórias e definidos por distribuições de probabilidade. Distribuições separadas foram estabelecidas para o coeficiente de atrito simulando ambientes com e sem lubrificação. Os resultados revelaram que a probabilidade de obter um valor de pré-carga dentro do intervalo pretendido (60% a 75% do limite de escoamento do parafuso) foi de aproximadamente 54% para o ambiente bem lubrificado e de apenas 0,02% para o ambiente seco.

Segundo Guda et al. (2008), esta probabilidade pode ser aumentada pela aplicação de um torque mais elevado do que o normalmente recomendado de 32 Ncm, e que materiais com maior módulo de elasticidade sejam utilizados na fabricação de parafusos de fixação de pilares. Os mesmos também sugerem a lubrificação das superfícies de contato entre as roscas do implante e do pilar ao torquear o parafuso, a fim de atingir um valor de pré-carga dentro da faixa desejada.

Para avaliar o processo de deformação plástica dos parafusos de fixação de pilares diante do torque e de carregamentos externos, Filho et al. (2009) observaram as diferenças na pré-carga alcançada em um sistema de implante HE, considerando fatores de tolerância, ou seja, diferentes níveis de ajustes entre as roscas internas dos implantes e as roscas externas dos parafusos. Os resultados da pesquisa evidenciaram que as tensões no modelo onde o parafuso está bem ajustado em relação ao pilar são menores do que no modelo onde existe uma folga entre os componentes, apesar da similaridade entre ambos. Contudo, no sistema HE com o torque de 32 Ncm e diante dos carregamentos de 100 N (axial) e 30 N (oblíquo), a análise de elementos finitos apontou deformação plástica nos primeiros filetes de rosca dos parafusos, o que possibilitaria o afrouxamento e até a fratura dos mesmos. Adicionalmente, os autores salientam que a pré-carga corresponde a cerca de 90% do estado de tensões induzidas ao parafuso, concluindo desta forma que o controle do torque é fundamental para a integridade dos mesmos e do sucesso das próteses sobre implantes.

Lehmann e Elias (2009) empregaram o MEF para avaliar o carregamento de protótipos de implantes dentários com pilares retos e angulados, simulando cargas compressivas de 100 N inclinadas em 15 e 30 graus. Os resultados mostraram que o torque dos parafusos tem influência na resistência à compressão do sistema, e à medida que a inclinação do componente protético aumenta as tensões nos componentes protéticos também aumentam. Diante do carregamento axial o pilar reto apresentou maior resistência mecânica que o pilar angulado,

inversamente, para forças inclinadas em até 15º em relação ao longo eixo do implante, o emprego do pilar angulado reduziu a intensidade de tensões no conjunto. Por fim, para todas as simulações realizadas, os componentes protéticos não apresentaram deformação plástica ou fratura.

Em um estudo mais recente, Wang et al. (2009) propuseram determinar a magnitude e a distribuição do padrão das forças de tensão/deformação desenvolvidas em uma junção parafusada diante do torque, visando fornecer dados fundamentais para o estudo do carregamento dinâmico de implantes dentários. Um sistema de HE foi modelado utilizando o MEF, onde foram atribuídos valores específicos para o coeficiente de atrito na interface entre as roscas do implante e do parafuso de retenção do pilar. Posteriormente foi simulada a aplicação de uma carga axial de torque de 32 Ncm sobre o parafuso que gerou uma força de fixação na interface pilar-implante correspondente a uma pré-carga de 522 N. Durante a aplicação do torque o parafuso foi alongado em 13,3 µm no total, e cada alongamento de 1,0 µm do parafuso foi equivalente a um aumento de 47,9 N da pré-carga no complexo do implante. Segundo os autores, embora o processo de conexão seja bem esclarecido, a natureza das forças utilizadas para fixar implantes e componentes protéticos, e como estas forças são geradas, sustentadas e dissipadas no conjunto, ainda são indefinidas. Portanto, os mecanismos responsáveis por falhas mecânicas dos sistemas de implantes, especialmente o afrouxamento de parafusos de retenção e deslocamento de pilares, não são totalmente compreendidos, e a predição precisa da pré-carga ideal para manter clinicamente a estabilidade e integridade das junções parafusadas em longo prazo ainda permanece inconclusiva.

3. Proposição

3. Proposição

Fundamentado na literatura apresentada, o objetivo geral do presente estudo foi avaliar o padrão e a distribuição de tensões em dois diferentes sistemas de implantes (hexágono externo e triângulo interno), com parafusos de retenção de pilares planos convencionais e modificados (parafusos Cone Morse), por meio da análise tridimensional pelo método dos elementos finitos.

O objetivo específico consistiu em avaliar o comportamento biomecânico dos parafusos de retenção diante do torque e de cargas axiais e oblíquas pré-determinadas, estabelecendo-se qualitativamente os mapas de tensões e quantitativamente os valores de pré-carga antes a após os carregamentos.

As hipóteses testadas foram as de que a conexão triangular interna apresentaria distribuição mais homogênea de tensões no conjunto implante/pilar/parafuso diante do torque, e que o maior imbricamento mecânico do parafuso ao pilar atuaria como um fator de proteção à pré-carga, mantendo seus valores após os carregamentos nos conjuntos fixados com os parafusos modificados Cone Morse em comparação aos conjuntos fixados com parafusos planos convencionais.

4. Material e Método

4. Material e Método

4.1. Confecção dos modelos experimentais

Para a confecção dos modelos de elementos finitos 3D foram selecionados dois sistemas de implantes distintos, um de conexão em hexágono externo (HE) e outro com conexão em triângulo interno (TI). As geometrias dos modelos foram obtidas à partir de imagens CAD (*computer-aided design*) projetadas e fornecidas pela empresa Dérig® (São Paulo, Brasil), exclusivamente para realização dos ensaios biomecânicos avaliados no presente estudo. Os projetos dos implantes e seus respectivos pilares e parafusos de retenção apresentam as seguintes configurações geométricas:

- Implante com conexão em hexágono externo: 3,75 mm de diâmetro, 13 mm de comprimento, 4,1 mm de diâmetro da plataforma, 0,70 mm de altura do hexágono, 2,70 mm de diâmetro do hexágono, roscas externas tipo M 3,75 x 1,2 mm (duas entradas), roscas internas tipo M 2,0 x 0,4 mm (**Figura 1**);

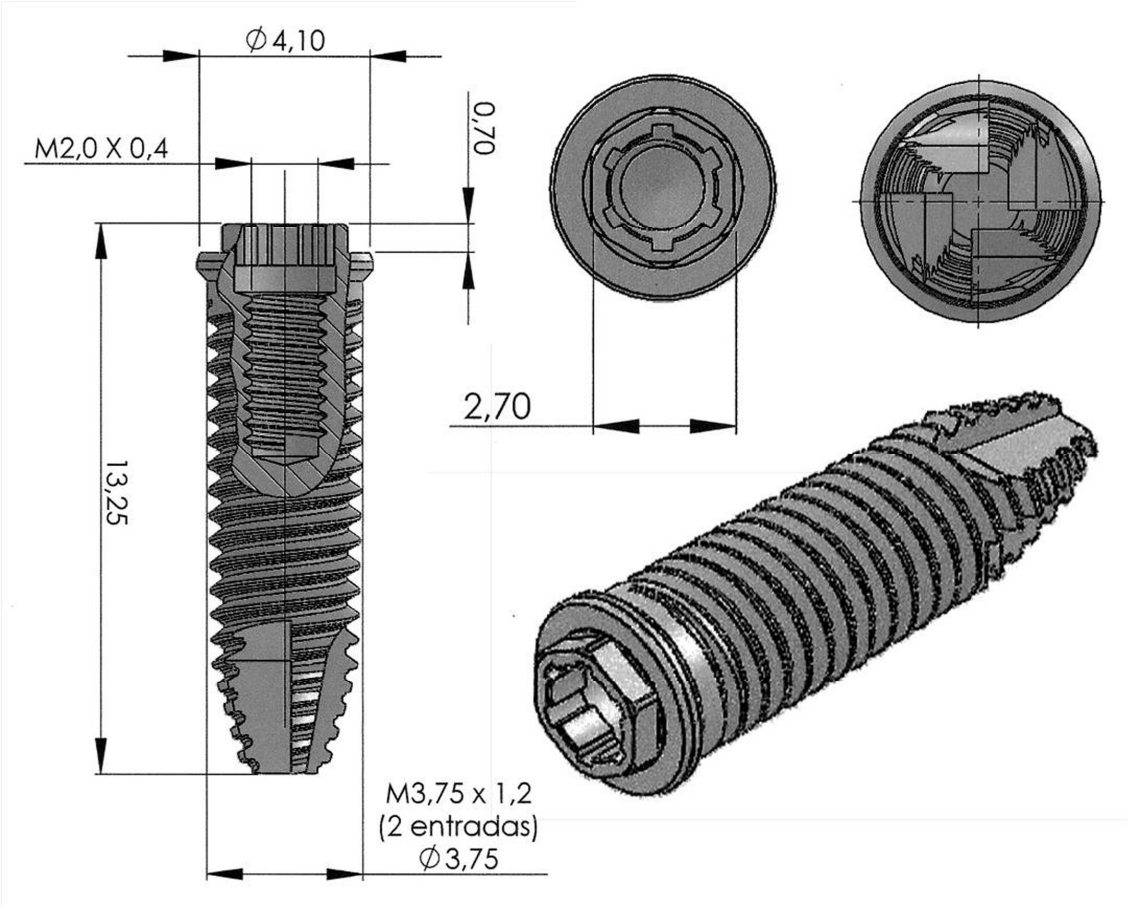

Figura 1. Implante hexágono externo

- Implante com conexão em triângulo interno: 4,3 mm de diâmetro, 13 mm de comprimento, 4,3 mm de diâmetro da plataforma, 1,4 mm de altura da porção cervical, roscas externas tipo M 4,30 x 0,65 mm, roscas internas tipo M 2,0 x 0,4 (**Figura 2**);

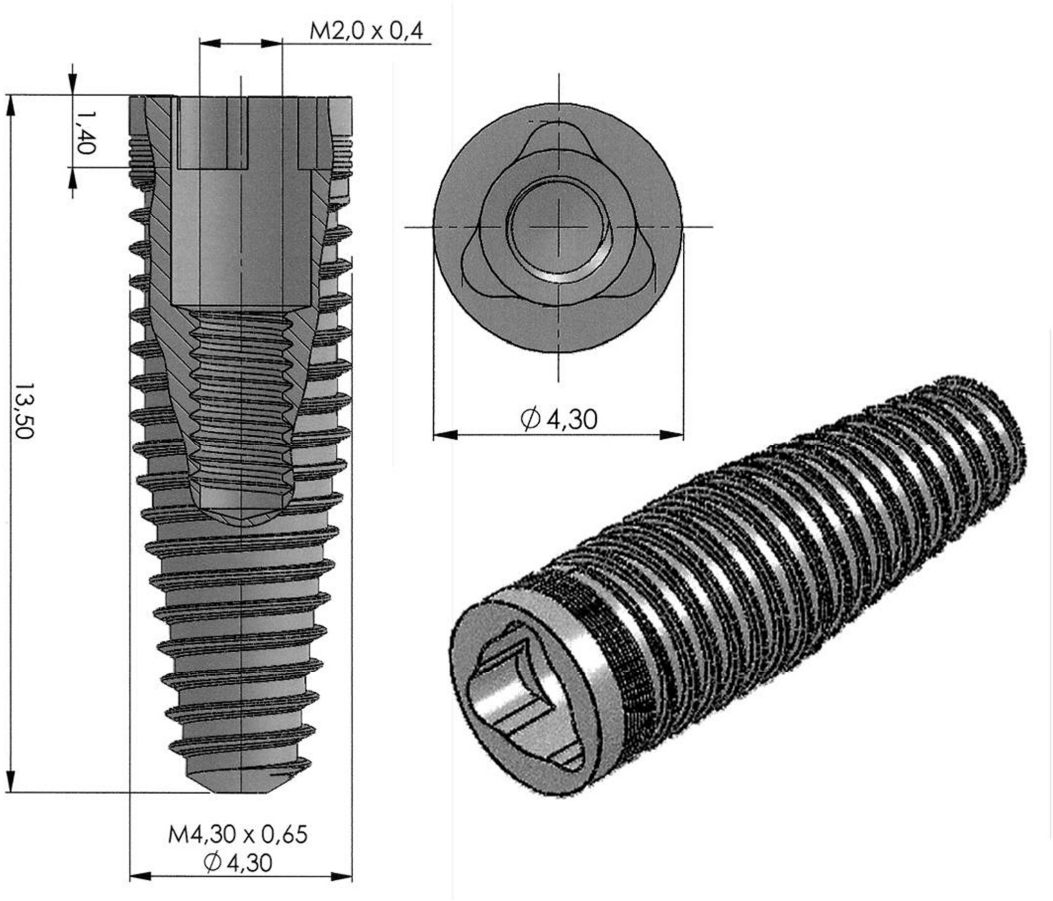

Figura 2. Implante triângulo interno

- Parafuso plano convencional para pilar intermediário com conexão em hexágono externo: 2,45 mm de diâmetro da cabeça, 1,60 mm de altura da cabeça, 7,10 mm de comprimento total, 3,40 mm de comprimento da seção rosqueada, 1,20 mm de altura do encaixe para chave tipo Unigrip, e roscas tipo M 2,0 x 0,40 mm (**Figura 3**);

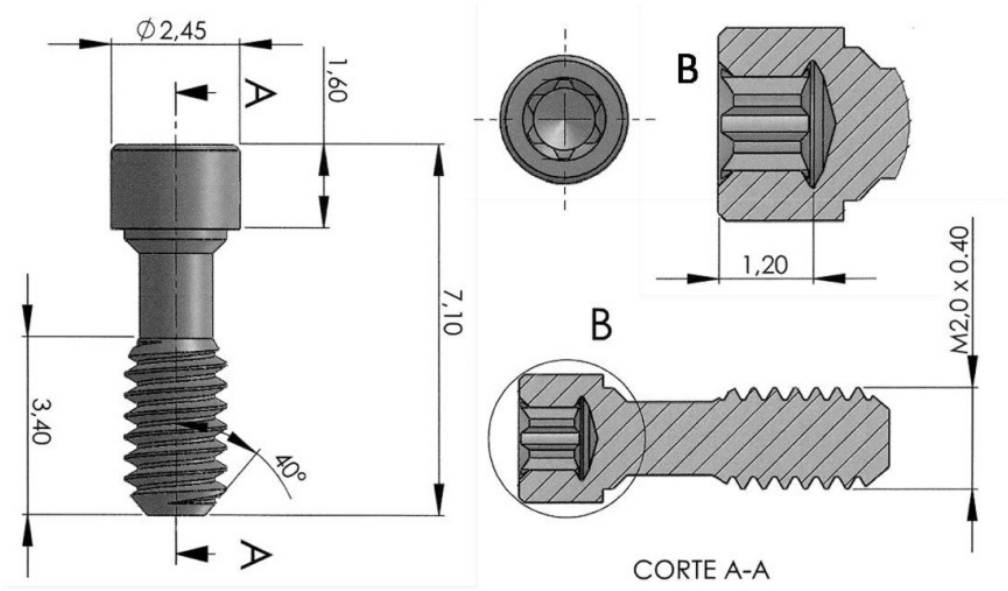

Figura 3. Parafuso plano convencional hexágono externo

- Parafuso plano convencional para pilar com conexão em triângulo interno: 2,45 mm de diâmetro da cabeça, 1,70 mm de altura da cabeça, 9,40 mm de comprimento total, 3,40 mm de comprimento da seção rosqueada, 1,30 mm de altura do encaixe para chave tipo Unigrip, e roscas tipo M 2,0 x 0,40 mm (**Figura 4**);

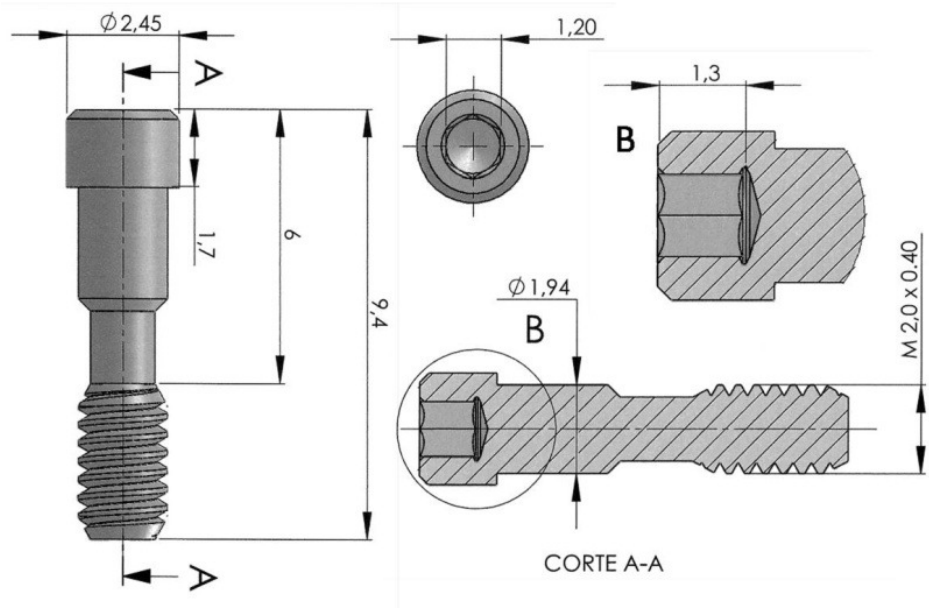

Figura 4. Parafuso plano convencional triângulo interno

- Parafuso modificado tipo Cone Morse para pilar com conexão em hexágono externo: 2,45 mm de diâmetro da cabeça, 1,60 mm de altura da cabeça, 25º de angulação da parte cônica da cabeça, 7,10 mm de comprimento total, 3,40 mm de comprimento da seção rosqueada, 1,20 mm de altura do encaixe para chave tipo Unigrip, e roscas tipo M 2,0 x 0,40 mm (**Figura 5**);

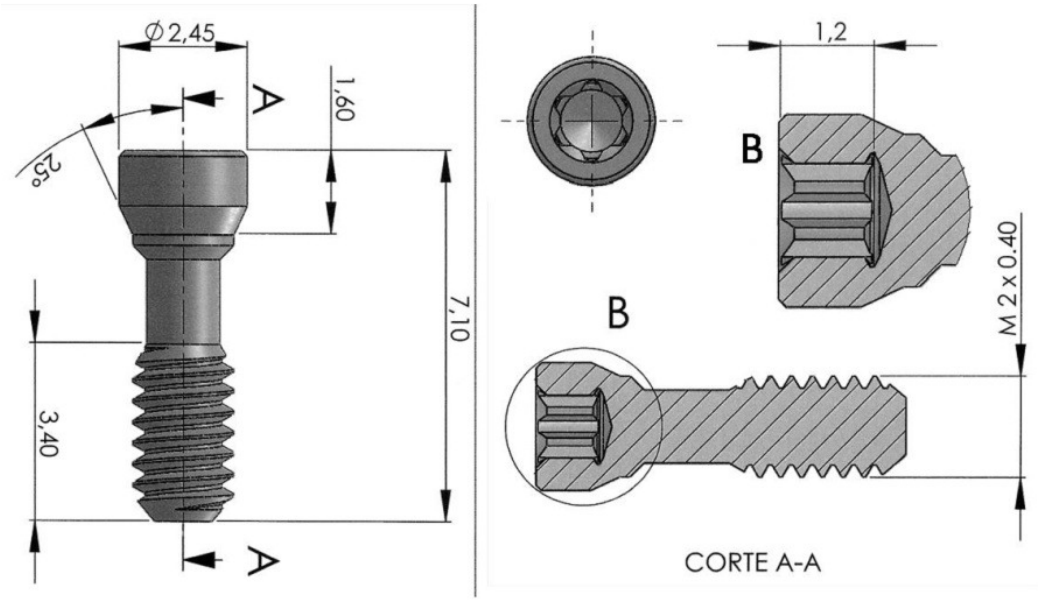

Figura 5. Parafuso Cone Morse hexágono externo

- Parafuso modificado tipo Cone Morse para pilar com conexão em triângulo interno: 2,45 mm de diâmetro da cabeça, 1,70 mm de altura da cabeça, 25º de angulação da parte cônica da cabeça, 9,40 mm de comprimento total, 3,40 mm de comprimento da seção rosqueada, 1,30 mm de altura do encaixe para chave tipo Unigrip, e roscas tipo M 2,0 x 0,40 mm (**Figura 6**);

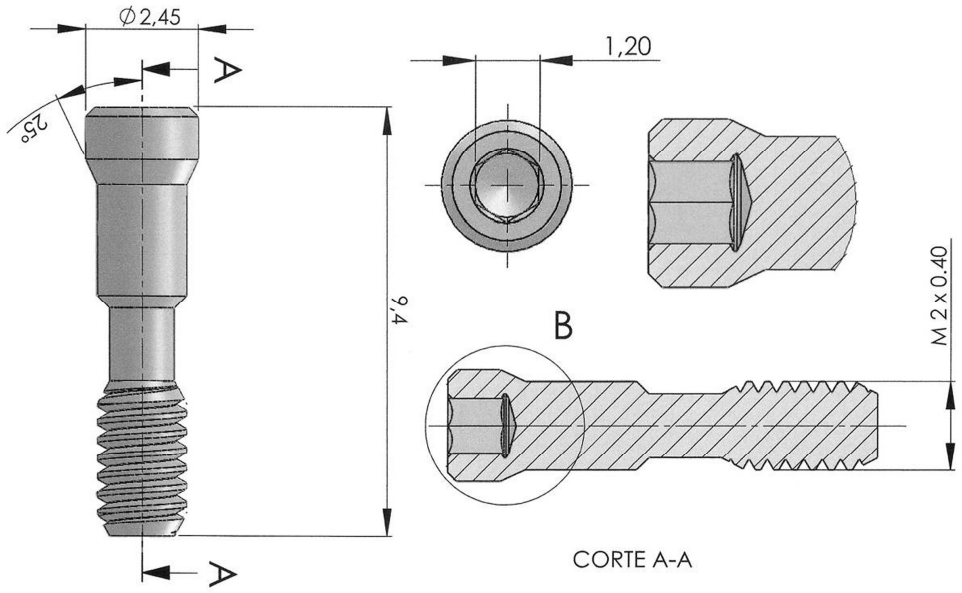

Figura 6. Parafuso Cone Morse triângulo interno

- Pilar para conexão em hexágono externo com parafuso convencional: 11,70 mm de comprimento total, 2,60 mm de diâmetro do orifício para chave, 2,70 mm de diâmetro do hexágono, 4,1 mm de diâmetro externo da base, 5,0 mm de diâmetro da cinta, 3,0 mm de altura da cinta (**Figura 7**);

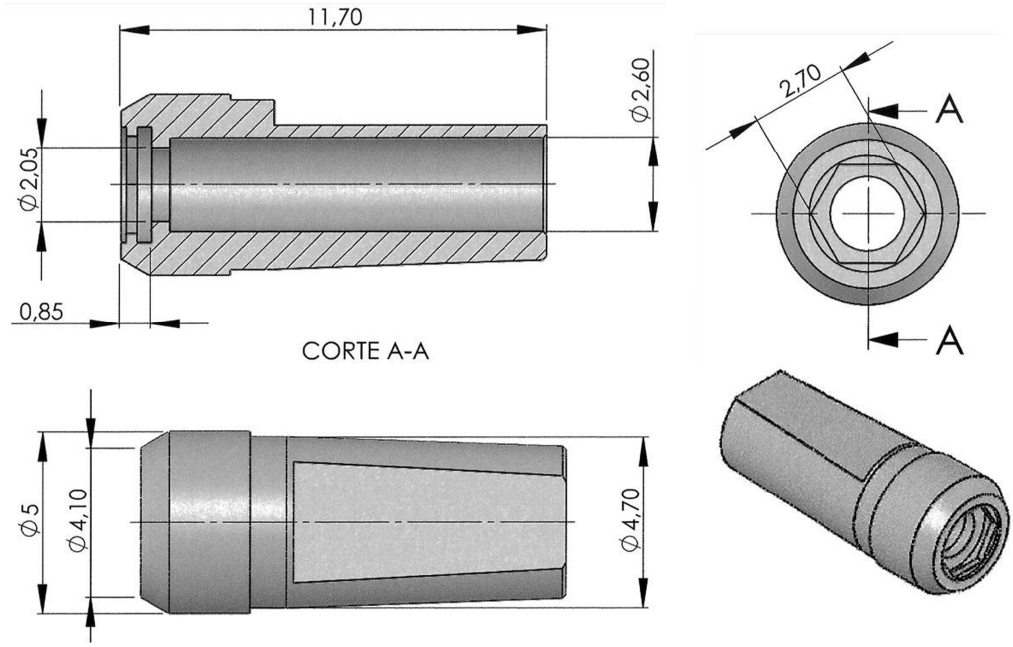

Figura 7. Pilar hexágono externo para parafuso convencional

- Pilar para conexão em triângulo interno com parafuso convencional: 14,10 mm de comprimento total, 11,5 mm de altura a partir da plataforma do implante, 2,60 mm de diâmetro do orifício para chave, 2,05 mm de diâmetro do triângulo, 4,3 mm de diâmetro externo da base, 4,7 mm de diâmetro da cinta, 3,0 mm de altura da cinta (**Figura 8**);

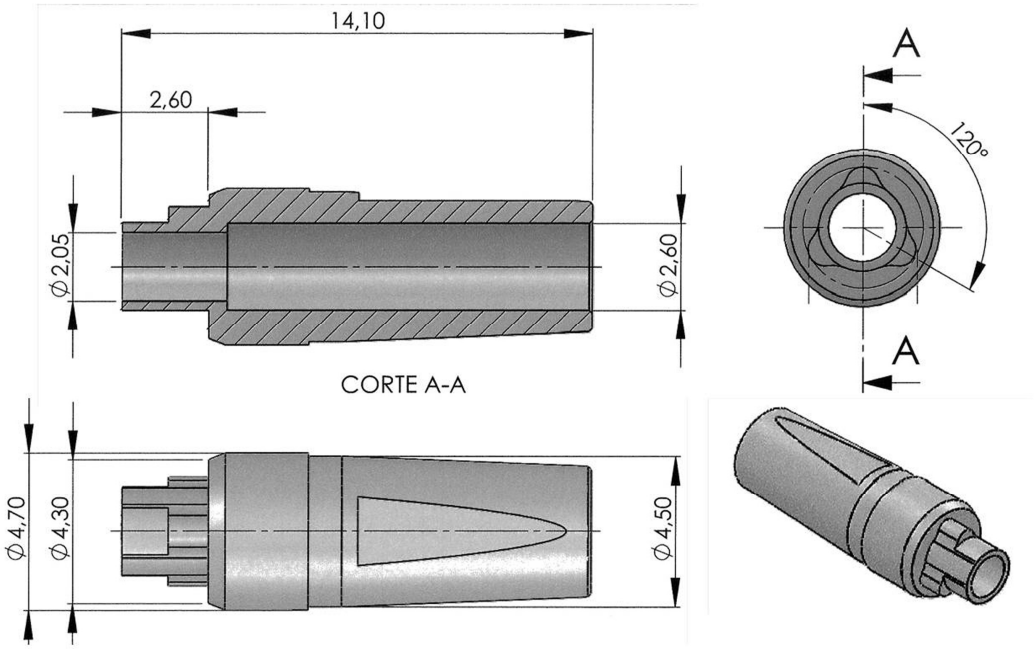

Figura 8. Pilar triângulo interno para parafuso convencional

- Pilar para conexão em hexágono externo com parafuso Cone Morse: 11,70 mm de comprimento total, 2,60 mm de diâmetro do orifício para chave, 2,70 mm de diâmetro do hexágono, 4,1 mm de diâmetro externo da base, 5,0 mm de diâmetro da cinta, 3,0 mm de altura da cinta, 25º de angulação na porção interna que faz contato com a porção angulada da cabeça do parafuso (**Figura 9**);

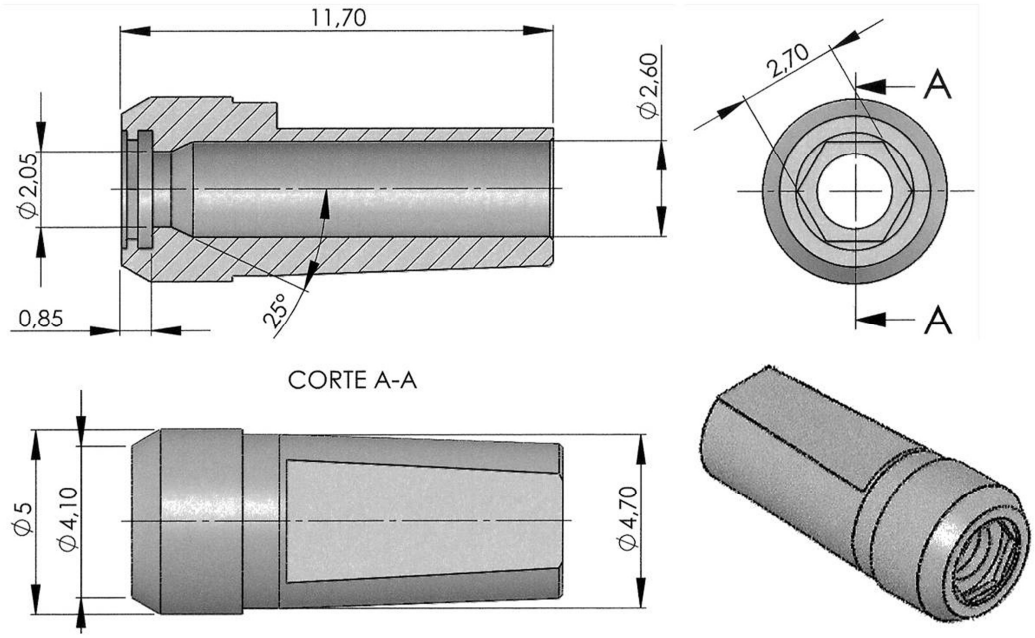

Figura 9. Pilar hexágono externo para parafuso Cone Morse

- Pilar para conexão em triângulo interno com parafuso Cone Morse: 14,10 mm de comprimento total, 11,5 mm de altura a partir da plataforma do implante, 2,60 mm de diâmetro do orifício para chave, 2,05 mm de diâmetro do triângulo, 4,3 mm de diâmetro externo da base, 4,7 mm de diâmetro da cinta, 3,0 mm de altura da cinta, 25º de angulação na porção interna que faz contato com a porção angulada da cabeça do parafuso (**Figura 10**).

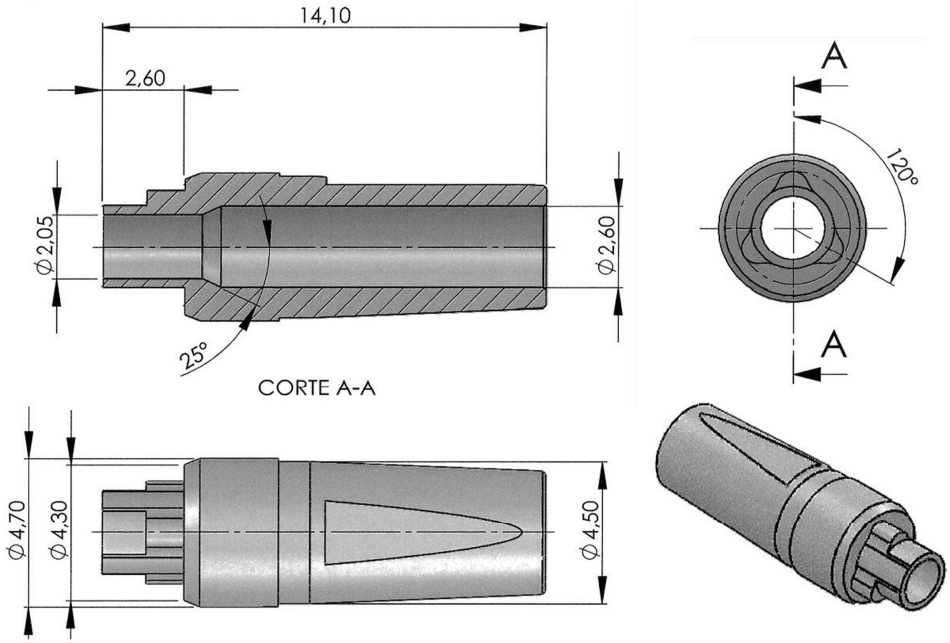

Figura 10. Pilar triângulo interno para parafuso Cone Morse

As especificações relativas às dimensões dos implantes e componentes protéticos (**Tabela 1**), bem como às propriedades dos seus materiais constituintes (**Tabela 2**) foram fornecidas pela própria empresa (Dérig®, São Paulo, Brasil). Segundo o fabricante, foram utilizados valores do titânio comercialmente puro (Ti-CP) (ASTM F67 - Grau 4) para confecção dos implantes e de uma liga de titânio Ti-6Al-4V (ELI - ASTM F136) para os pilares e parafusos. Todos os materiais, de acordo com suas propriedades mecânicas, foram considerados isotrópicos, homogêneos e lineares.

Tabela 1. Dimensões dos implantes, pilares e parafusos.

Componente	Especificações	Figura
Implante Hexágono Externo	13,0 mm comprimento 3,75 mm diâmetro 4,1 mm diâmetro plataforma 0,70 mm altura do hexágono 2,70 mm diâmetro do hexágono Roscas externas M 3,75 x 1,2 mm (duas entradas) Roscas internas tipo M 2,0 x 0,4 mm	1
Implante Triângulo Interno	13,0 mm comprimento 4.3 mm diâmetro 4.3 mm diâmetro plataforma 1,4 mm altura da porção cervical Roscas externas M 4,30 x 0,65 mm Roscas internas M 2,0 x 0,4 mm	2
Parafuso plano convencional hexágono externo	2,45 mm diâmetro cabeça 1,60 mm altura cabeça 7,10 mm comprimento total 3,40 mm comprimento da seção rosqueada 1,20 mm altura do encaixe para chave Unigrip Roscas tipo M 2,0 x 0,40 mm	3
Parafuso plano convencional triângulo interno	2,45 mm diâmetro cabeça 1,70 mm altura da cabeça 9,40 mm comprimento total 3,40 mm comprimento da seção rosqueada 1,30 mm altura do encaixe para chave Unigrip Roscas tipo M 2,0 x 0,40 mm	4

Parafuso Cone Morse hexágono externo	2,45mm diâmetro da cabeça 1,60 mm altura cabeça 25º angulação parte cônica cabeça 7,10 mm comprimento total 3,40 mm comprimento da seção rosqueada 1,20 mm altura do encaixe para chave Unigrip Roscas tipo M 2,0 x 0,40 mm	5
Parafuso Cone Morse triângulo interno	2,45 mm diâmetro cabeça 1,70 mm altura cabeça 25º angulação parte cônica cabeça 9,40 mm comprimento total 3,40 mm comprimento da seção rosqueada 1,30 mm altura do encaixe para chave Unigrip Roscas tipo M 2,0 x 0,40 mm	6
Pilar hexágono externo para parafuso convencional	11,70 mm comprimento total 2,60 mm diâmetro do orifício para chave 2,70 mm diâmetro do hexágono 4,1 mm diâmetro externo da base 5,0 mm diâmetro da cinta 3,0 mm altura da cinta	7
Pilar triângulo interno para parafuso convencional	14,10 mm comprimento total 11,5 mm altura a partir da plataforma do implante 2,60 mm diâmetro do orifício para chave 2,05 mm diâmetro do triângulo 4,3 mm diâmetro externo da base 4,7 mm diâmetro da cinta 3,0 mm altura da cinta	8
Pilar hexágono externo para parafuso Cone Morse	11,70 mm comprimento total 2,60 mm diâmetro do orifício para chave 2,70 mm diâmetro do hexágono 4,1 mm diâmetro externo da base 5,0 mm diâmetro da cinta 3,0 mm altura da cinta 25º angulação porção interna	9
Pilar triângulo interno para parafuso Cone Morse	14,10 mm comprimento total 11,5 mm altura a partir da plataforma do implante 2,60 mm diâmetro do orifício para chave 2,05 mm diâmetro do triângulo 4,3 mm diâmetro externo da base 4,7 mm diâmetro da cinta 3,0 mm altura da cinta 25º angulação porção interna	10

Tabela 2. Propriedades mecânicas dos materiais.

Componente	Material	E (MPa)	Coeficiente de Poisson	Densidade (g/cm^3)	LE (MPa)	LRT (MPa)	ε (%)
Implantes	Ti-CP	105.000	0,37	4,51	648,6	765	24,5
Pilares e parafusos	(Ti-6Al-4V)	105.000	0,31	4,42	870	990	20

Ti-CP = Titânio comercialmente puro
Ti-6Al-4V = Liga de titânio (Titânio-Alumínio-Vanádio)
E = Módulo de Young/Elasticidade
MPa = Mega Pascal
g/cm^3 = Grama por centímetro cúbico
LE = Limite de escoamento
LRT = Limite de resistência à tração
ε = Alongamento
% = Porcentagem

As imagens CAD projetadas foram salvas no formato .STEP, permitindo a transferência dos arquivos para a plataforma do programa específico de elementos finitos (Abaqus CAE 6.10), onde foram realizadas as montagens dos conjuntos implante/pilar/parafuso e as modelagens computacionais, totalizando quatro modelos experimentais:

- Modelo 1 (M1): Implante HE + Pilar e Parafuso Convencionais;
- Modelo 2 (M2): Implante TI + Pilar e Parafuso Convencionais;
- Modelo 3 (M3): Implante HE + Pilar e Parafuso Modificados;
- Modelo 4 (M4): Implante TI + Pilar e Parafuso Modificados.

As diferenças entre as conexões protéticas podem ser observadas nas bases de assentamento dos parafusos aos seus respectivos pilares para os 4 modelos: M1 (**Figura 11**), M2 (**Figura 12**), M3 (**Figura 13**) e M4 (**Figura 14**).

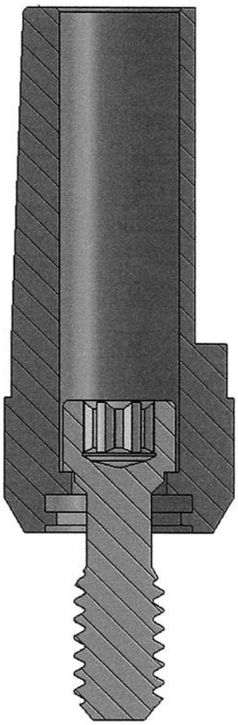

Figura 11. Conexão hexagonal externa convencional.

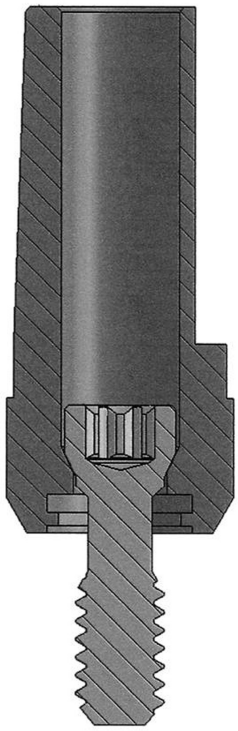

Figura 13. Conexão hexagonal externa modificada.

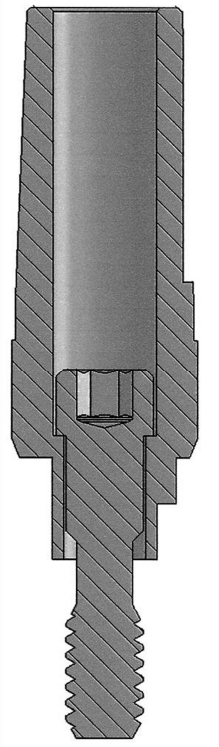

Figura 12. Conexão triangular interna convencional.

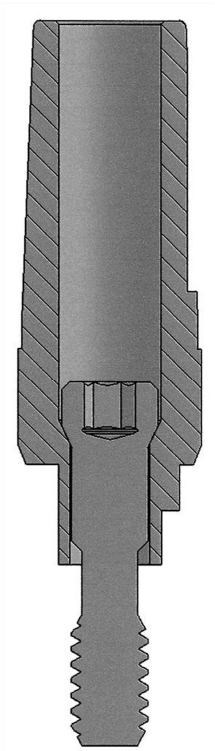

Figura 14. Conexão triangular interna modificada.

Para a geração e discretização da malha de elementos finitos dos modelos pré-estabelecidos foram utilizados elementos sólidos tetraédricos, sendo que os modelos finais apresentaram um número específico de nós e elementos (**Figuras 15**, **16**, **17** e **18**), de acordo com a convergência da análise de 5%. Os nós foram fixados nos três eixos do plano cartesiano: *x*, *y* e *z*.

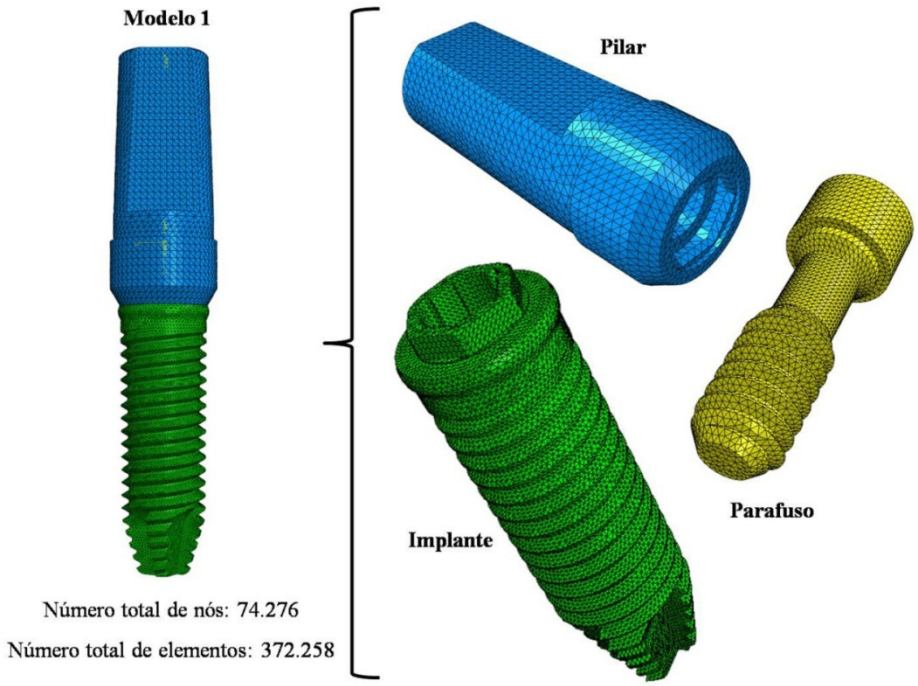

Figura 15. Malha de elementos finitos M1

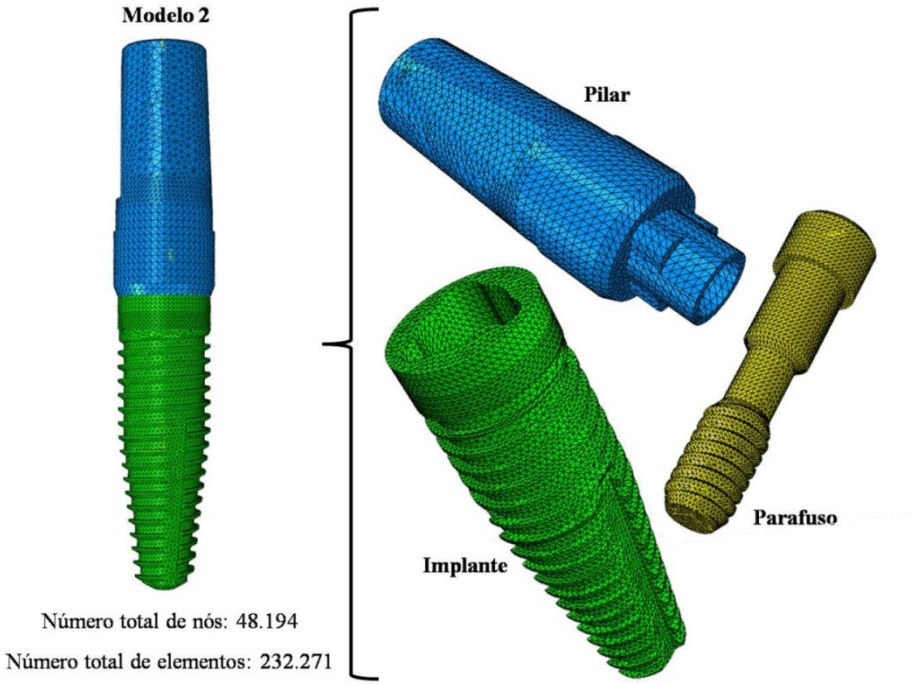

Figura 16. Malha de elementos finitos M2

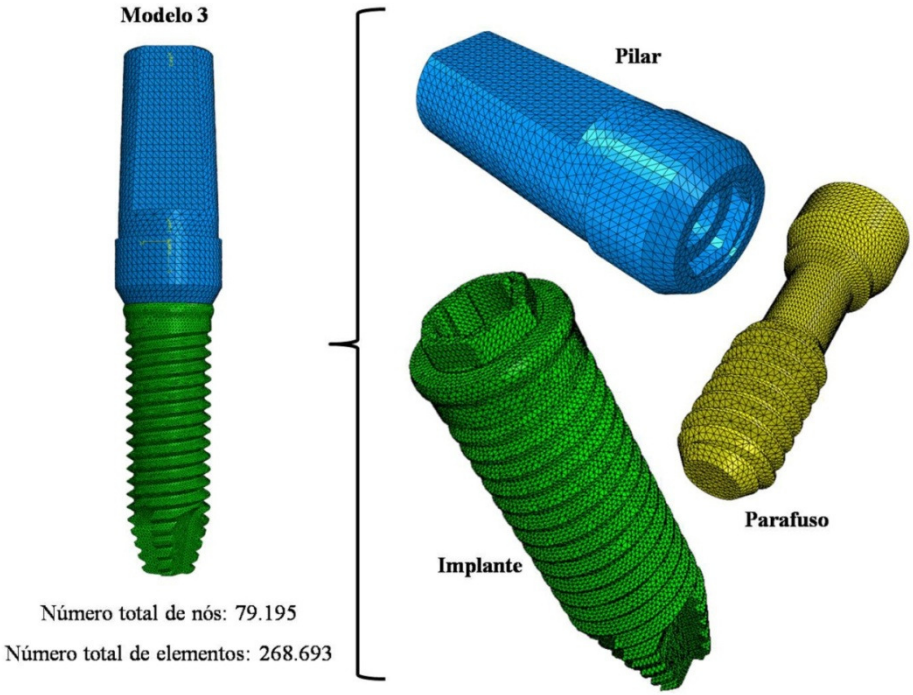

Figura 17. Malha de elementos finitos M3

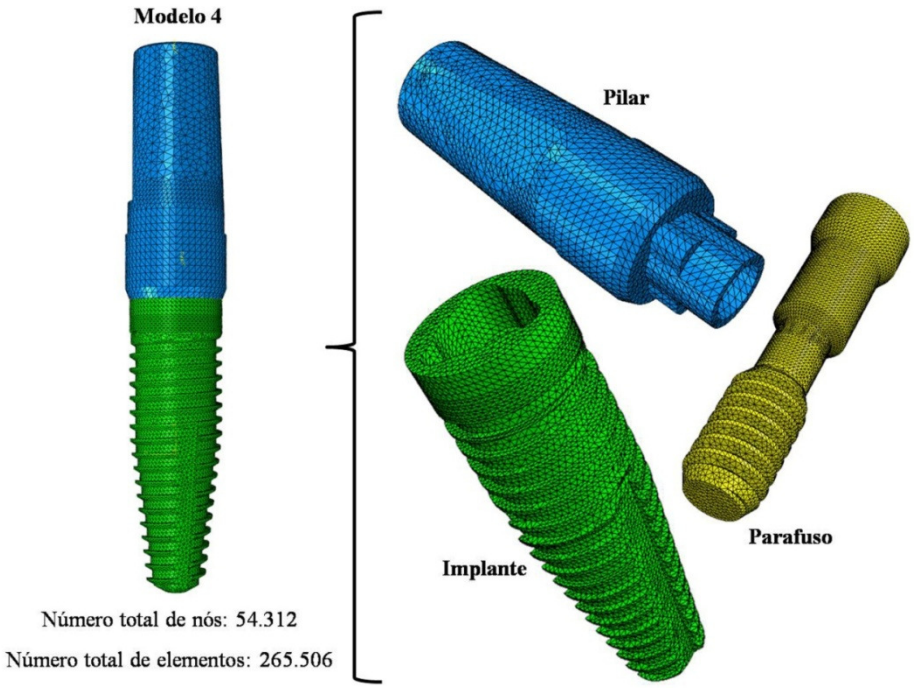

Figura 18. Malha de elementos finitos M4

4.2. Aplicação do torque e dos carregamentos externos

A geometria dos modelos 3D constaram da representação das roscas internas dos implantes e externas dos parafusos de retenção dos pilares, possibilitando a simulação do processo de aperto dos mesmos (Lang et al 2003), e, desta forma, a avaliação dos resultados da pré-carga estabelecida nos diferentes parafusos diante do torque e dos carregamentos externos.

Foi aplicada uma condição de contorno fixa aos implantes em toda região externa até o topo de suas plataformas protéticas. As roscas externas dos implantes foram limitadas de modo que não houvesse movimentação em qualquer direção. Os modelos apresentaram cada componente (implante/pilar/parafuso) de maneira independente, com suas propriedades estruturais e mecânicas peculiares e com ausência de fendas entre suas superfícies (Akour et

al., 2005), estabelecendo-se, contudo, um elemento de contato entre as mesmas (Kitagawa et al., 2005).

Estas superfícies de contato apresentaram um valor de fricção específico que foi incorporado nas interfaces entre cada componente (Lang et al., 2003). O valor do coeficiente de fricção (CF) utilizado entre as superfícies titânio-titânio para simular um ambiente livre de lubrificação e contaminação foi de 0,16 (Wang et al., 2009).

Cada parafuso nos diferentes modelos foi submetido a um de torque de 32 Ncm (Kitagawa et al., 2005), conforme preconizado pelo fabricante. Posteriormente à aplicação do torque, os 4 modelos foram submetidos a dois carregamentos em momentos distintos, um axial e outro oblíquo em 45º, ambos de 50 N, aplicados na superfície superior do pilar, intensidade esta equivalente à uma média das forças mastigatórias humanas (Coppedê, 2011).

4.3. Análise tridimensional pelo método dos elementos finitos

Para a análise pelo MEF-3D os modelos experimentais foram subdivididos, conforme o carregamento aplicado, processando-se as avaliações em três situações:

- Modelo 1: $M1_T$: Torque de 32 Ncm;
  $M1_{T+A}$: Torque de 32 Ncm + carregamento axial de 50 N;
  $M1_{T+O}$: Torque de 32 Ncm + carregamento oblíquo de 50 N.

- Modelo 2: $M2_T$: Torque de 32 Ncm;
  $M2_{T+A}$: Torque de 32 Ncm + carregamento axial de 50 N;
  $M2_{T+O}$: Torque de 32 Ncm + carregamento oblíquo de 50 N.

- Modelo 3: $M3_T$: Torque de 32 Ncm;

  $M3_{T+A}$: Torque de 32 Ncm + carregamento axial de 50 N;

  $M3_{T+O}$: Torque de 32 Ncm + carregamento oblíquo de 50 N.

- Modelo 4: $M4_T$: Torque de 32 Ncm;

  $M4_{T+A}$: Torque de 32 Ncm + carregamento axial de 50 N;

  $M4_{T+O}$: Torque de 32 Ncm + carregamento oblíquo de 50 N.

Como critério de análise, as tensões equivalentes de von Mises (σ_{vM}), representadas pela média de todas as tensões principais induzidas (Rubo e Souza, 2001; Lotti et al., 2006; Assunção et al., 2009a), foram utilizadas para avaliar o comportamento biomecânico dos diferentes sistemas de conexão implante/pilar com os parafusos de retenção planos convencionais e modificados tipo Cone Morse.

O padrão e a distribuição geral de tensões foram avaliados qualitativamente por meio de mapas gerados pelo MEF. Uma escala padronizada de valores foi estabelecida para todos os modelos, onde cada cor ou tonalidade corresponde a uma quantidade de tensão gerada nas estruturas, permitindo a localização dos pontos de maior concentração das mesmas durante a visualização e interpretação dos resultados.

Uma análise quantitativa foi concomitantemente utilizada para se estabelecer os picos máximo e mínimo de tensão, dados em Mega Pascal (MPa), para os 4 modelos experimentais. Os valores de pré-carga, correspondentes à força de reação gerada nos parafusos de retenção diante do torque, foram quantificados a partir de um ponto pré-determinado localizado na haste dos mesmos, na região de transição com as primeiras roscas, estabelecendo-se a pré-carga resultante em cada parafuso, em Newtons (N), antes e após os carregamentos externos.

5. Resultados

5. Resultados

A distribuição geral de tensões nos modelos experimentais mostra que os carregamentos externos não exercem influência significante sobre a mesma, bem como sobre os picos máximos e mínimos das tensões equivalentes de von Mises (σ_{vM}) para os quatro modelos experimentais (**Tabela 3**).

Tabela 3. Valores máximos e mínimos (MPa) das tensões de von Mises (σ_{vM}) nos 4 modelos experimentais, antes e após os carregamentos externos.

	M1		**M2**		**M3**		**M4**	
	Máx.	**Mín.**	**Máx.**	**Mín.**	**Máx.**	**Mín.**	**Máx.**	**Mín.**
T	890	120	952	8,22	3054	0,56	2271	8,75
T + A	889	120	951	8,25	3036	0,55	2268	8,74
T + O	888	120	951	8,23	3040	0,63	2303	8,71

Uma análise quantitativa relacionada aos valores máximos (em MPa) das tensões de von Mises (σ_{vM}) entre as conexões (HE *vs.* TI) revela que, nos modelos constituídos dos parafusos convencionais (M1 *vs.* M2), o sistema TI (952 MPa) apresenta uma média do pico máximo das tensões 7% superior ao valor para o sistema HE (890 MPa). Inversamente, nos conjuntos modificados fixados com os parafusos Cone Morse (M3 *vs.* M4), o sistema HE (3054 MPa) apresentou um valor médio das σ_{vM} 34% maior do que o sistema TI (2271 MPa).

Comparando-se os dois tipos de parafusos de retenção, os resultados mostram que para a conexão HE (M1 *vs.* M3) ocorre um aumento médio de 243% do valor máximo das tensões para o modelo fixado com o parafuso modificado tipo Cone Morse (3054 MPa) em relação ao modelo fixado com o parafuso plano convencional (890 MPa). Igualmente para o sistema de conexão TI (M2 *vs.* M4), o conjunto fixado com o parafuso cônico (2271 MPa) também

apresenta um aumento médio de 138% do valor máximo das σ_{vM} comparado ao conjunto fixado com o parafuso convencional (952 MPa).

A comparação geral entre os quatro modelos apresenta, em ordem sequencial, M3 (3054 MPa) 34% > M4 (2271 MPa) 135% > M2 (952 MPa) 7% > M1 (890 MPa), evidenciando que para ambos os sistemas de conexão implante/pilar (HE e TI) ocorre um aumento significativo nos valores máximos das tensões para os conjuntos fixados com os parafusos modificados tipo Cone Morse.

Avaliando-se o padrão e a distribuição de tensões entre os dois sistemas de implantes (HE e TI), nota-se que no sistema convencional TI (M2) há uma distribuição mais homogênea das tensões no conjunto implante/pilar/parafuso e também ao longo do último, enquanto no sistema convencional HE (M1) as tensões também se difundem para as paredes laterais e para a base de assentamento do pilar ao implante (**Figura 19**).

A região de contato entre as primeiras roscas externas dos parafusos e as primeiras roscas internas dos implantes também se apresentam ligeiramente tensionadas para todos os modelos. Adicionalmente, nos conjuntos fixados com os parafusos modificados Cone Morse, tanto a conexão HE (M3) quanto a TI (M4) apresentam uma maior difusão das tensões nas paredes laterais dos pilares e na região cervical dos implantes (**Figura 19**).

Independentemente da conexão, fica evidente que as tensões mais elevadas concentram-se nos parafusos de retenção dos pilares protéticos, mais especificamente na haste dos mesmos. Para os parafusos modificados tipo Cone Morse (M3 e M4), as maiores tensões incidem não só na haste, mas também em pontos localizados em suas bases de assentamento de contato angular aos pilares, na região correspondente à interface de transição entre suas paredes laterais paralelas e a angulação de 25º que confere conicidade aos mesmos (**Figura 20**).

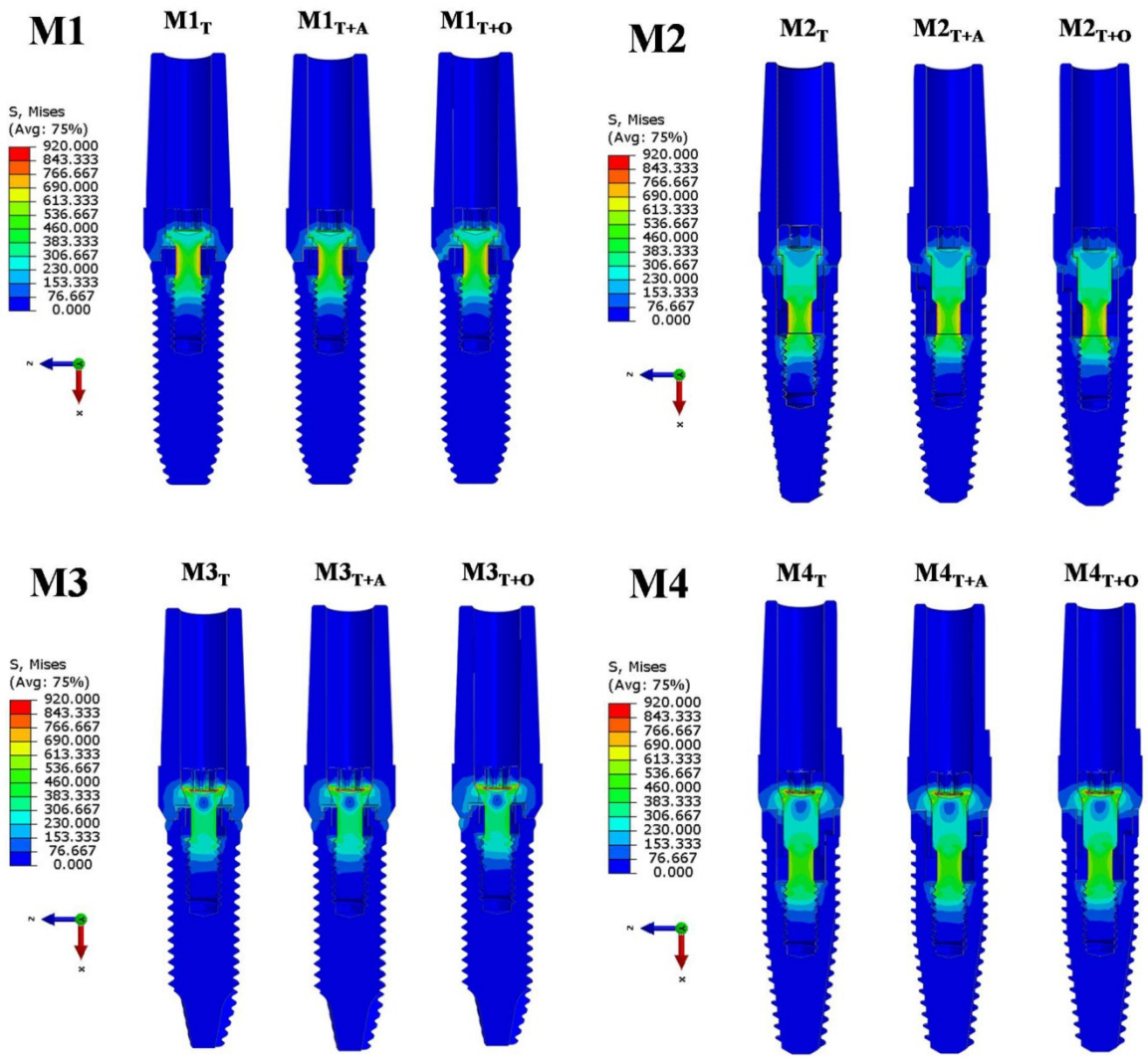

Figura 19. Distribuição geral das tensões de von Mises (σ_{vM}) para os 4 modelos experimentais, antes e após os carregamentos externos. Escala de valores em Mega Pascal (MPa).

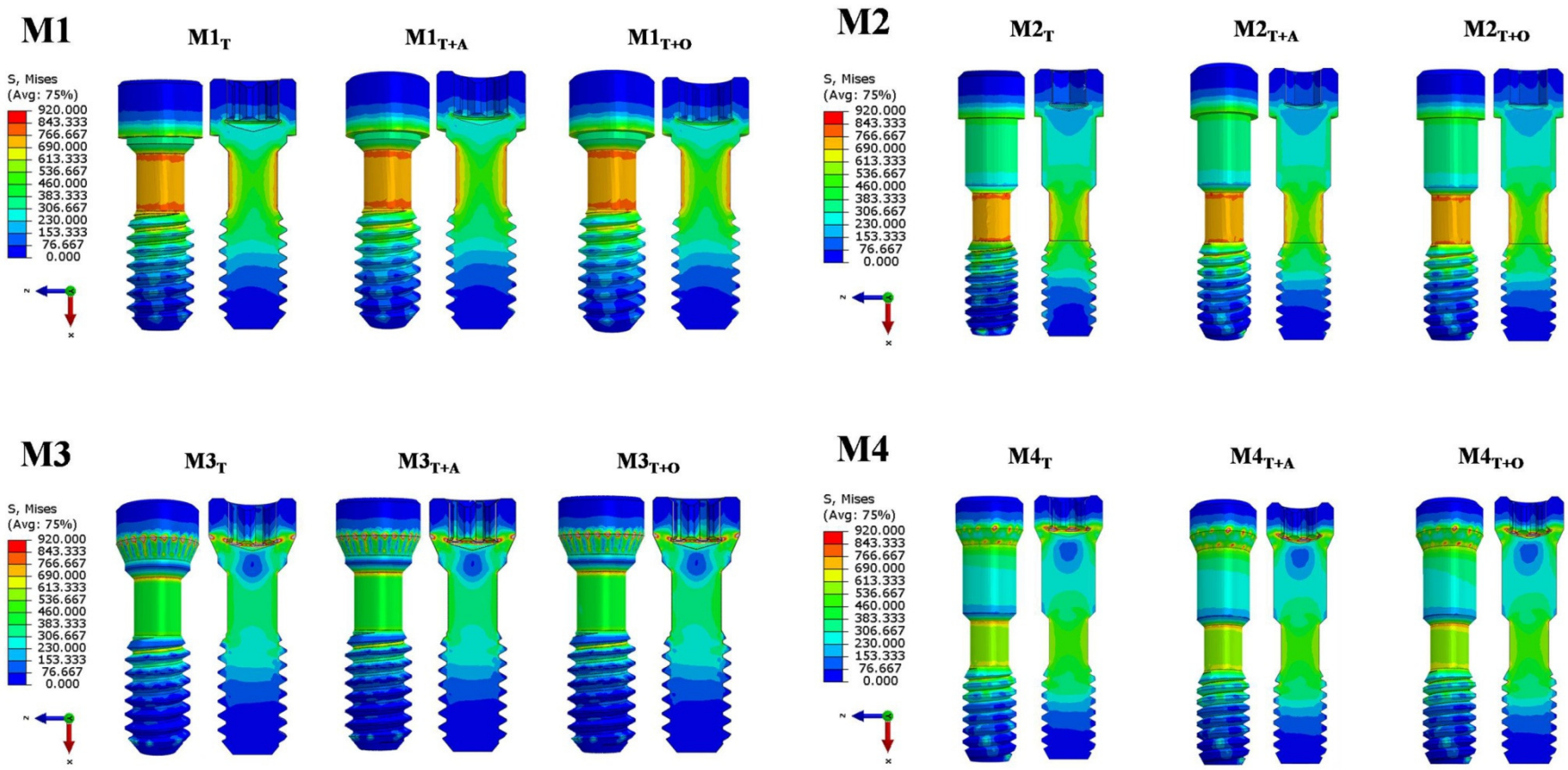

Figura 20. Distribuição das tensões de von Mises (σ_{vM}) nos parafusos de retenção para os 4 modelos experimentais frente ao torque e aos carregamentos axiais e oblíquos. Escala de valores em Mega Pascal (MPa).

Especificamente sobre a quantificação da pré-carga antes e após os carregamentos externos, a análise dos resultados evidenciou que tanto o carregamento axial quanto o oblíquo em 45º, ambos de 50 N, não tiveram influência significativa nos valores de pré-carga dos parafusos de retenção para os 4 modelos experimentais propostos.

Comparando-se as distintas conexões (HE *vs.* TI), com os parafusos de retenção planos convencionais (M1 *vs.* M2), o sistema TI (765 N) apresentou média de pré-carga 12% superior ao sistema HE (684 N). Igualmente para os modelos com os parafusos modificados tipo Cone Morse (M3 *vs.* M4), a pré-carga média foi 33% maior na conexão TI (743 N) em relação à HE (556 N).

Já a análise comparativa entre os tipos de parafusos evidenciou que a pré-carga no parafuso plano convencional (684 N) foi em média 23% superior à resultante no parafuso modificado tipo Cone Morse (556 N) para o sistema de conexão HE (M1 *vs.* M3). Apesar de uma diferença menos discrepante para o sistema TI (M2 *vs.* M4), o parafuso convencional (765 N) também apresentou valor médio de pré-carga 3% maior que o parafuso cônico (743 N).

De modo generalizado, os valores médios de pré-carga para todos os modelos apresentam-se na seguinte ordem: M2 (765 N) 3% > M4 (743 N) 8% > M1 (684 N) 23% > M3 (556 N). Os dados detalhados para os valores de pré-carga antes e após os carregamentos, entre as diferentes conexões (HE e TI), bem como entre os diferentes parafusos de retenção (planos convencionais e modificados tipo Cone Morse), podem ser observados no **Gráfico 1** e na **Figura 21**.

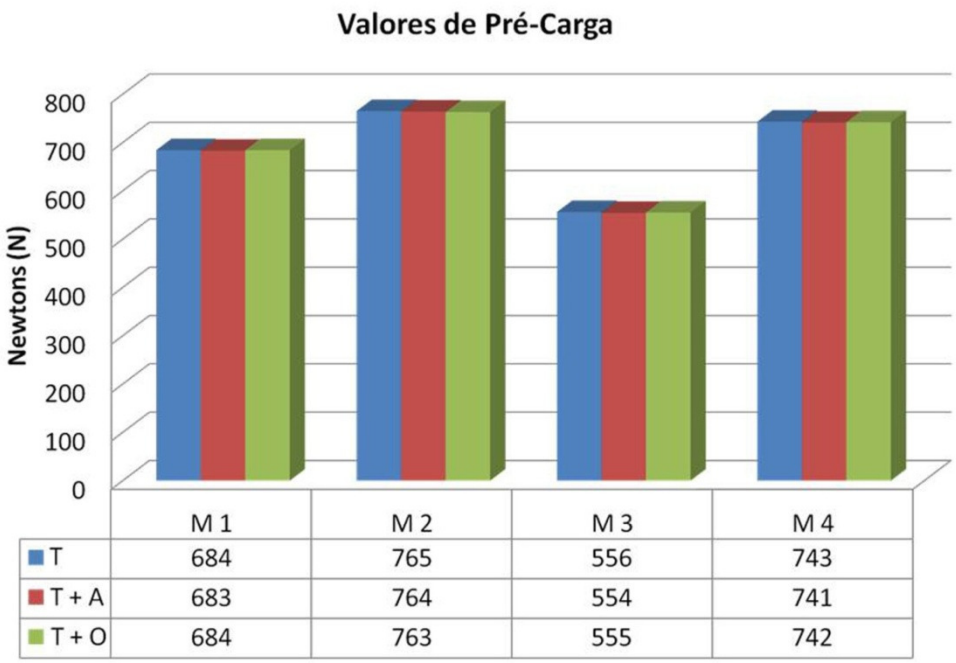

Gráfico 1. Valores de pré-carga nos parafusos de retenção antes e após os carregamentos externos.

T	=	Torque de 32 N
T+A	=	Torque de 32 N + carregamento axial de 50 N
T+O	=	Torque de 32 N + carregamento oblíquo de 50 N

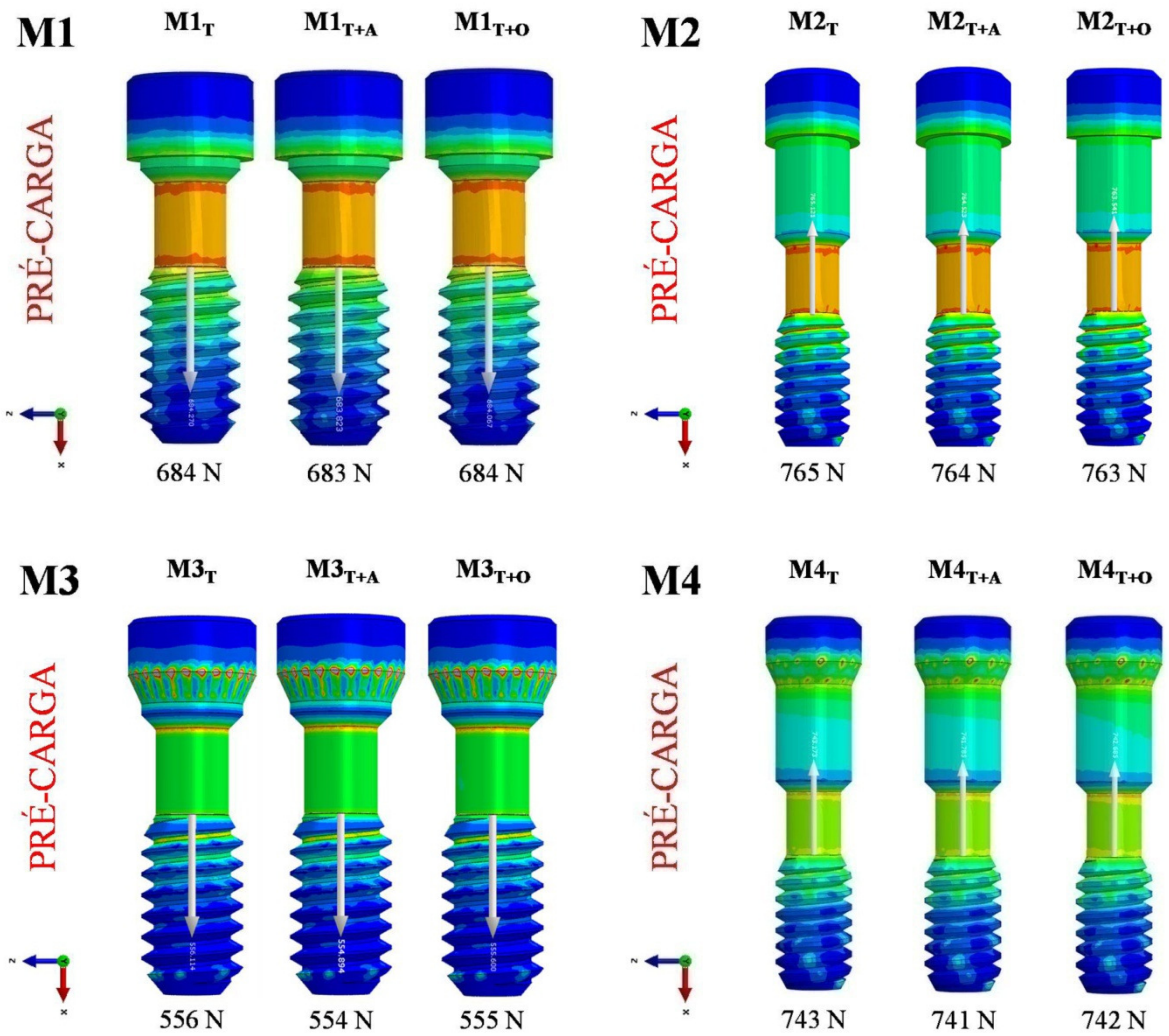

Figura 21. Quantificação da pré-carga resultante nos parafusos de retenção a partir de um ponto pré-determinado localizado na haste dos mesmos, na região de transição com as primeiras roscas, frente ao torque e aos carregamentos externos. Valores dados em Newtons (N).

6. Discussão

6. Discussão

O presente estudo consistiu em avaliar o comportamento biomecânico de dois sistemas de conexão implante/pilar, HE e TI, com parafusos de retenção planos convencionais e parafusos modificados tipo Cone Morse. Foram avaliados quatro modelos experimentais diante do torque e de cargas axiais e oblíquas pré-determinadas, objetivando-se estabelecer qualitativamente os mapas de tensões e especificamente quantificar os valores de pré-carga antes a após os carregamentos, por meio da análise 3D de elementos finitos.

O padrão e a distribuição geral de tensões evidenciaram que os carregamentos externos, tanto o axial quanto o oblíquo em 45º, ambos com intensidade de 50 N, não exerceram influência significativa sobre os mesmos (**Figuras 19 e 20**), sobre os valores das tensões de von Mises (**Tabela 3**), bem como sobre os valores de pré-carga dos parafusos de retenção (**Gráfico 1** e **Figura 21**) para todos os modelos analisados.

Isto provavelmente se justifica pela baixa intensidade da carga estabelecida (50 N), escolhida por apresentar um valor plausível e compatível, visto que foi aplicada diretamente sobre a superfície superior do pilar, além de representar uma média das forças mastigatórias humanas normais (Hobkirk e Psarros, 1992; Richter, 1995; Attia e Kern, 2004; Stegaroiu et al., 2004; Khraisat et al., 2006; Coppedê, 2011).

Adicionalmente, embora a literatura aponte valores limítrofes para as cargas mastigatórias entre 17 N e 3500 N a depender de diversas variáveis clínicas e biomecânicas (Binon, 1996; Tortopidis et al., 1998; Hidaka et al., 1999; Morneburg et al., 2002; Winkler et al., 2003; Khraisat et al., 2004a; Khraisat et al., 2004b; Curtis et al., 2006; Oie et al., 2010), este estudo também procurou reproduzir a metodologia simulada *in vitro* por Coppedê (2011), que executou testes como torque de desaperto e resistência flexural antes e após a aplicação de cargas, utilizando-se dos mesmos valores de torque e carregamentos, bem como das

mesmas características mecânicas, estruturais e geométricas dos parafusos de retenção convencionais e modificados desenvolvidos nesta análise pelo MEF-3D.

O autor submeteu os quatro conjuntos a ciclagem mecânica totalizando 300.000 ciclos em cada modelo, que segundo o mesmo se equivale a um ano de função mastigatória. Seus resultados revelaram que houve queda nos valores do torque de desaperto após os carregamentos mecânicos em comparação ao torque de desaperto inicial para todos os grupos, e que os valores para os grupos com parafusos Cone Morse permaneceram maiores do que aqueles para os grupos com parafusos convencionais (Coppedê, 2011).

Com relação à variação dos valores de torque/pré-carga antes e após os carregamentos externos, os resultados do presente estudo divergem desses achados, possivelmente pela diferença no modo de aplicação das cargas entre os estudos, visto que no estudo anterior o carregamento foi dinâmico, cíclico, ao contrário do presente, que foi pontual, estático. A ciclagem, portanto, pode ter influenciado a variação da pré-carga nos parafusos de retenção, favorecendo a manutenção da mesma nos modelos fixados com os parafusos cônicos nos testes pregressos.

Esta ocorrência pode ter se originado da promoção de um maior travamento positivo ou geométrico do sistema através da compressão cíclica, aumentando a fricção mecânica entre as superfícies de contato angular dos parafusos e suas respectivas bases de assentamento aos pilares (Merz et al., 2000; Salvi e Lang, 2001). Segundo Sutter et al. (1993), nos sistemas de conexão CM, este mecanismo resulta em um momento de torque de desaperto ou torque reverso que é de 10% a 20% superior ao momento de torque, enquanto na conexão HE o momento do destorque é aproximadamente 10% menor que o do torque. Estes valores estão de acordo com Hunt et al. (2005), que afirma que na conexão interna cônica se faz necessário 30% mais força para desapertar o componente do que para apertá-lo.

Em contrapartida, a análise comparativa entre os tipos de parafusos da atual pesquisa evidenciou que a pré-carga no parafuso plano convencional foi em média 23% superior à resultante no parafuso modificado tipo Cone Morse para o sistema de conexão HE, e 3% maior para o sistema TI. A interpretação para estes resultados é a de que o parafuso plano tende a direcionar a carga no sentido axial, devido ao seu ângulo reto na área de justaposição ao pilar protético, favorecendo a manutenção da pré-carga. Estes achados corroboram com a teoria de que maiores valores de pré-carga para um determinado valor de torque seriam obtidos por parafusos de cabeça plana em comparação aos parafusos com bisel ou cônicos (Jörnéus et al., 1992; Piermatti et al., 2006).

Para os modelos modificados, a interface de contato cônica do parafuso CM com sua base de assentamento ao pilar pode não ter apresentado extensão suficiente para exercer o comportamento friccional esperado, promovendo um efeito de cunha (Merz et al., 2000), com tendência à abertura e deslocamento lateral da base do pilar para o sistema HE, interferindo negativamente na pré-carga. Já para o sistema TI, apesar da pré-carga ter diminuído no modelo fixado com o parafuso cônico, a própria característica de estabilidade mecânica inerente à conexão (Finger et al., 2003; Tan et al., 2004; Akour et al., 2005; Steinebrunner et al., 2008; Lee et al., 2010; Coppedê, 2011) pode ter protegido o parafuso deste efeito, mantendo praticamente o mesmo valor de pré-carga do parafuso plano convencional.

Assim, a hipótese testada de que o contato angular e, supostamente, o maior imbricamento mecânico dos parafusos aos seus respectivos pilares atuaria como um fator de proteção e manutenção da pré-carga após os carregamentos externos, nos conjuntos fixados com os parafusos modificados CM em comparação aos conjuntos fixados com parafusos planos convencionais, não foi confirmada. A diferença entre a estabilidade das conexões (Kitagawa et al., 2005) testadas em si, mostrou-se mais importante para a manutenção dos

valores de pré-carga frente ao torque e aos carregamentos axiais e oblíquos específicos do que propriamente a configuração geométrica dos parafusos de retenção.

A fundamentação desta divergência de desempenho biomecânico entre os sistemas HE e TI, em consonância com a literatura pertinente, consiste no fato de que na junção hexagonal externa de topo entre implante e pilar, o parafuso de retenção se configura como principal elemento de fixação de todo o conjunto, logo o torque aplicado ao mesmo atua como princípio básico de funcionalidade do mecanismo, e, por conseguinte, a pré-carga como um fator determinante para a estabilidade da conexão (Burguete et al., 1994; Sakagushi e Borgersen, 1993 e 1995). Esta propriedade faz com que neste sistema o parafuso de retenção seja sobrecarregado, e inerentemente propenso ao afrouxamento ou fratura (Jemt et al., 1991; Lazzara et al., 1991; Becker e Becker, 1995; McGlumphy et al., 1998; Salvi e Lang, 2001; Maeda et al., 2006; Filho et al., 2009; Tsuge e Hagiwara, 2009).

A conexão TI, por outro lado, apresenta uma maior área de contato entre o implante e o pilar, assim o seu deslocamento máximo, ou seja, sua deformação e flexão são menores que o presente no sistema de HE (Şahin et al., 2002; Akour et al., 2005; Coppedê, 2011). Isso provavelmente ocorre devido à maior profundidade dos três lobos radiais do pilar no interior do corpo do implante, diminuindo o braço de alavanca e deslocando o ponto de transferência de carga (fulcro) próximo ao terço médio do mesmo (Pita et al., 2011). A longa extensão do encaixe antirrotacional fornece uma conexão aparentemente mais segura e estável, com maior proteção do parafuso de retenção, diminuindo assim a possibilidade de perda da pré-carga e, por consequência, de falhas mecânicas tardias (Akour et al., 2005; Nakamura et al., 2006; Silva et al., 2007).

A aplicação dos parafusos modificados no presente estudo visou transferir o conceito da conexão CM implante/pilar para a interface de contato pilar/parafuso, no intuito de que os parafusos com base de assentamento cônica suprissem as eventuais deficiências relacionadas

à instabilidade (Martin et al., 2001), melhorando o desempenho mecânico das tradicionais conexões HE e TI já consolidadas no mercado. Entretanto o comportamento dos parafusos modificados tipo CM não foi satisfatório perante as simulações realizadas, não só pela suposta interface curta do contato angular, mas possivelmente também pela angulação proposta de 25º, conferindo uma conicidade elevada, com convergência aproximada de 50º entre suas paredes circundantes.

Diferentemente destes valores, os sistemas precursores de conexão CM apresentam, entre as paredes internas dos implantes e as paredes externas dos seus respectivos pilares, um ângulo de convergência usualmente entre 8º e 11º (Pita et al., 2011). A estabilidade da conexão se dá, portanto, pela coincidência da inclinação das duas peças perfeitamente alinhadas no mesmo centro de rotação, criando uma área de íntimo contato friccional entre ambas. Consequentemente, as características positivas deste sistema dependem sobremaneira do ângulo do cone, do comprimento das faces em contato, dos diâmetros interno e externo dos componentes, da profundidade da inserção, das propriedades dos materiais e do coeficiente de fricção (Merz et al., 2000; Şahin et al., 2002).

Sobre este último requisito apontado, Lang et al. (2003) examinaram a natureza dinâmica do desenvolvimento da pré-carga nos mesmos sistemas de implantes desta pesquisa, HE e TI, e seus resultados obtidos por meio do MEF-3D apontaram que diante do torque de 32 Ncm, e na presença de um CF de 0.20, simulando um ambiente completamente seco, os parafusos de retenção dos pilares apresentaram uma pré-carga menor que a ideal. E que, para atingir a pré-carga desejada, o CF entre os componentes deveria ser de 0.12, para os dois sistemas, correspondente a um ambiente lubrificado.

Estes dados compatibilizam-se com os de Guda et al. (2008), que revelaram que a probabilidade de se obter um valor de pré-carga ideal é de apenas 0,02% para a simulação em ambiente seco e de aproximadamente 54% para o ambiente lubrificado, e que segundo os

mesmos é a situação mais aproximada do cenário real, haja vista a contaminação dos componentes pela presença dos fluidos intraorais durante os procedimentos clínicos. Contudo, ficou estabelecido um CF de 0.16 na presente metodologia, pelo fato deste valor representar o atrito específico entre as superfícies titânio/titânio, simulando um ambiente livre de lubrificação e contaminação (Wang et al., 2009), aliado à proposição de correlação e comparação ao estudo similar de Coppedê (2011).

Conforme difundido em diversos estudos prévios, o valor de tensão ideal estabelecido para a pré-carga é de 60% a 75% do limite de escoamento do parafuso de retenção (Jörnéus et al., 1992; Haack et al., 1995; Sakaguchi e Borgersen, 1995; McGlumphy et al., 1998; Boggan et al., 1999; Schwarz, 2000; Lang et al., 2003; Piermatti et al., 2006; Guda et al., 2008). De acordo com dados fornecidos pelo próprio fabricante que nos cedeu as imagens e as correspondentes propriedades mecânicas dos implantes e componentes protéticos para fins experimentais (Dérig®, São Paulo, Brasil), o LE para os parafusos de retenção é de 870 MPa. Logo, o valor das tensões idealmente deveria se situar no intervalo entre 522 MPa e 625 MPa.

A análise quantitativa das simulações de elementos finitos 3D deste trabalho mostrou que para os dois sistemas de conexão avaliados houve um aumento significativo nos valores máximos das tensões de von Mises para os conjuntos fixados com os parafusos CM em relação aos conjuntos fixados com os parafusos convencionais. A comparação geral apresentou, em ordem sequencial, M3 (3054 MPa) 34% > M4 (2271 MPa) 135% > M2 (952 MPa) 7% > M1 (890 MPa) (**Tabela 3**).

Todos os modelos excederam, portanto, o LE do parafuso de retenção, porém os modelos convencionais apresentaram seus valores máximos de tensão dentro do LRT, que é de 990 MPa, ao contrários dos modelos modificados, onde o LRT também foi excedido. Estes dados são compatíveis com outros estudos anteriores, e conforme teorizado por estes, a partir do instante em que as tensões ultrapassam o LE, tem-se início a fase plástica do material.

Nesta fase podem ocorrer deformações permanentes no parafuso sem acréscimos na tensão, o que poderia implicar em danos estruturais como a perda da pré-carga e o afrouxamento do mesmo. Adicionalmente, se estas tensões ultrapassarem o LRT, existe a possibilidade de ruptura do parafuso e por consequência a falha completa do mecanismo de conexão (Jörnéus et al., 1992; Haack et al., 1995; Sakaguchi e Borgersen, 1995; McGlumphy et al., 1998; Boggan et al., 1999; Schwarz, 2000; Lang et al., 2003; Piermatti et al., 2006; Guda et al., 2008; Filho et al., 2009).

Independentemente do sistema de conexão, ficou evidente nesta análise, que as tensões mais elevadas concentraram-se nos parafusos de retenção dos pilares protéticos, mais especificamente na haste dos mesmos. Estes achados corroboram com inúmeras outras simulações de elementos finitos, que apontam que as maiores tensões ocorrem entre a base de assentamento do parafuso ao pilar (cabeça) e suas primeiras roscas, devido ao diâmetro reduzido e menos resistente desta região (Sakaguchi e Borgersen, 1993 e 1995; Merz et al., 2000; Tan et al., 2004; Guda et al., 2008; Lee et al., 2010).

Estes valores encontrados podem então, ser considerados elevados em relação às propriedades mecânicas da liga de titânio que constitui os parafusos. No entanto, a área onde os carregamentos se aplicam é extremamente limitada, de tal forma que efeitos relacionados às tensões induzidas podem não ser significativos e problemáticos do ponto de vista mecânico (Merz et al., 2000). Para os parafusos modificados CM, o alto valor das tensões se concentrou justamente nos pontos localizados em suas bases de assentamento de contato angular aos pilares. Este fato pode estar relacionado à possibilidade de alguns elementos distorcidos nesta região, devido à complexidade de confecção e geração da malha 3D, especificamente nesta interface de transição entre suas paredes laterais paralelas e as paredes anguladas circundantes que conferem conicidade aos mesmos.

A respeito da distribuição de tensões entre os dois sistemas de implantes, HE e TI, houve uma distribuição mais homogênea das tensões no modelo convencional TI e também ao longo do seu parafuso de retenção em relação ao sistema convencional HE, onde as tensões também se difundiram para as paredes laterais e para a base de assentamento do pilar ao implante. A razão principal para este padrão de tensões no sistema HE se deve aos ângulos agudos constituintes na formação geométrica do hexágono, que são pontos de alta concentração de tensões e mais susceptíveis ao início de falhas. De modo antagônico, as saliências presentes no pilar da conexão TI são maiores do que a saliência hexagonal do sistema de implante HE, justificando do ponto de vista mecânico a distribuição mais homogênea de tensão no modelo TI, ou seja, com o aumento da área de contato as tensões induzidas pelo torque e pelos carregamentos externos são dissipadas sobre uma maior área da conexão (Akour et al., 2005).

Ainda, nos conjuntos fixados com os parafusos modificados Cone Morse, tanto a conexão HE quanto a TI apresentaram uma maior difusão das tensões nas paredes laterais dos pilares e na região cervical dos implantes, padrão este justificado pelo possível efeito de cunha exercido pelos parafusos cônicos (Merz et al., 2000), fenômeno já abordado anteriormente nesta seção. Diante destes resultados, confirma-se, portanto, a outra hipótese do presente estudo de que a conexão triangular interna apresentaria comparativamente à conexão hexagonal externa, uma distribuição mais homogênea de tensões no conjunto implante/pilar/parafuso frente ao torque e aos carregamentos axiais e oblíquos estabelecidos.

Substancialmente, o estabelecimento de uma pré-carga efetiva no parafuso de retenção torna-se condição essencial para o sucesso da conexão dos componentes protéticos (Guda et al., 2008). Contudo, a dificuldade na mensuração da pré-carga em qualquer sistema de implantes consiste na natureza complexa do próprio desenho e funcionabilidade dos mesmos. Isto implica em dificuldades para se criar modelos precisos, com as dimensões exatas dos

segmentos helicoidais das roscas dos parafusos de fixação dos pilares, bem como das roscas internas do corpo dos implantes (Sakaguchi e Borgersen, 1993; Lang et al., 2003).

Devido a essas considerações, o MEF foi o instrumento de análise eleito para este estudo por possibilitar a importação da geometria precisa dos implantes, pilares e parafusos convencionais e modificados diretamente do programa CAD de criação original destes projetos, além de apresentar inúmeras vantagens quando comparado a outras metodologias, sobretudo para avaliação do comportamento biomecânico interno dos sistemas de implantes e próteses, com predição clínica aproximada da realidade, condição esta dada especialmente pela semelhança física entre a estrutura real e seu modelo virtual de elementos finitos.

Este método também mostra-se extremamente útil pela possibilidade da simulação de diversas condições com simples alterações de dados computacionais (Merz et al., 2000; Assunção et al., 2009b). Outrossim, é condição primordial que os profissionais que militam nas áreas da implantodontia e reabilitação oral conheçam os conceitos básicos do MEF para que os resultados das crescentes pesquisas possam ser mais bem compreendidos, interpretados e empregados no diagnóstico e planejamento de casos clínicos (Şahin et al., 2002; Lotti et al., 2006; Assunção et al., 2009a).

Logo, os resultados destas simulações que evidenciaram tensões elevadas e perda da pré-carga nos parafusos cônicos poderiam inferir clinicamente no afrouxamento destes parafusos ou ainda na fratura dos mesmos diante do torque e dos carregamentos externos correspondentes às intensidades instituídas. Tal evento implicaria em instabilidade das conexões e falhas protéticas. Todavia, os parafusos planos convencionais, apesar de apresentar valores de tensões para pré-carga entre o LE e o LRT do material, não sugerem desempenho biomecânico de risco que se traduzam em possíveis intercorrências clínicas relevantes para os sistemas de HE e TI.

Perspectivas para estudos futuros incluem simulações pelo MEF-3D de conexões protéticas com parafusos de retenção modificados com diferentes angulações e topografias superficiais, variando-se ainda outros fatores significativos, como as propriedades mecânicas dos materiais constituintes do sistema, o coeficiente de fricção entre os componentes em contato, o valor do torque, bem como o modo de aplicação e a intensidade dos carregamentos externos.

Nesse sentido, com tais características mecânicas e estruturais ideais das conexões virtualmente estabelecidas, pesquisas subsequentes com modelos mais complexos e carregamentos dinâmicos serão simuladas no intuito de se obter conceitualmente conexões parafusadas mais estáveis que as atuais. Tal possível contribuição poderia ser relevante em situações de alta demanda mecânica, como em restaurações unitárias, sobretudo em região posterior, ou ainda em casos de restaurações cimentadas, onde o afrouxamento do parafuso de retenção implicaria na substituição da coroa protética, com consequências deletérias ainda mais críticas diante de próteses fixas de múltiplos elementos (Coppedê, 2011).

Obviamente, a análise de elementos finitos, apesar de bastante eficiente, não se torna uma metodologia única e independente (Rubo e Souza, 2001). A precisão dos resultados aqui apresentados possui limites de tolerância, que devem ser levados em consideração, como em todo modelo matemático (Lotti et al., 2006). Apesar do conhecimento do comportamento estático, a resposta dinâmica de tais sistemas ainda é pouco esclarecida, e resultados conflitantes persistem em relação à eficácia das conexões protéticas, sobretudo nas interfaces implante/pilar e pilar/parafuso (Bozkaya e Müftü, 2003; Kitagawa et al., 2005; Wang et al., 2009).

Portanto, outras avaliações complementares e simulações biomecânicas se fazem necessárias para a determinação conclusiva da configuração geométrica e estrutural ideal para o desenvolvimento de parafusos de retenção modificados (Coppedê, 2011). Estudos clínicos longitudinais também são essenciais e imprescindíveis para a comprovação da eficácia destes possíveis novos parafusos Cone Morse nas reabilitações protéticas implantossuportadas em longo prazo.

7. Conclusão

7. Conclusão

Com base nas evidências indicadas pela análise tridimensional de elementos finitos e dentro das limitações inerentes ao presente estudo, é lícito concluir que:

- Os carregamentos externos propostos não exercem influência significativa sobre o padrão, a distribuição e os valores de tensões bem como sobre a quantidade de pré-carga dos parafusos de retenção nos quatro modelos experimentais;

- A conexão TI apresenta-se biomecanicamente mais favorável do que a conexão HE, com distribuição mais uniforme e homogênea de tensões ao longo do conjunto implante/pilar/parafuso;

- As tensões mais elevadas concentram-se nos parafusos de retenção dos pilares protéticos, mais especificamente na haste dos mesmos, para todos os modelos analisados;

- A diferença de estabilidade entre as conexões mostra-se mais relevante para a manutenção da pré-carga do que propriamente a configuração geométrica dos parafusos de retenção;

- Independentemente do sistema de conexão, HE ou TI, os parafusos planos convencionais apresentam, significativamente, menores tensões e valores de pré-carga superiores aos parafusos modificados tipo Cone Morse, portanto estes últimos são mais susceptíveis a falhas mecânicas como o afrouxamento e/ou fratura.

8. Referências

8. Referências[1]

Akça K, Çehreli MC, Iplikçioglu H. Evaluation of the mechanical characteristics of the implant-abutment complex of a reduced diameter morse-taper implant. A nonlinear finite element stress analysis. Clin Oral Impl Res 2003; 14(4): 444-454.

Akour SN, Fayyad MA, Nayfeh JF. Finite element analyses of two antirotational designs of implant fixtures. Implant Dent 2005; 14(1): 77-81.

Alkan I, Sertgöz A, Ekici B. Influence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implant screws. J Prosthet Dent 2004; 91(4): 319-325.

Assunção WG, Barão VAR, Tabata LF, Gomes EA, Delben JA, Dos Santos PH. Biomechanics studies in dentistry: bioengineering applied in oral implantology. J Craniofac Surg 2009a; 20(4): 1173-1177.

Assunção WG, Gomes EA, Barão VA, de Sousa EA. Stress analysis in simulation models with or without implant threads representation. Int J Oral Maxillofac Implants 2009b; 24(6): 1040-1044.

Attia A, Kern M. Influence of cyclic loading and luting agents on the fracture load of two all-ceramic crown systems. J Prosthet Dent 2004; 92(6): 551-556.

Baumgarten H, Cocchetto R, Testori T, Meltzer A, Porter S. A new implant design for crestal bone preservation: initial observations and case report. Pract Proced Aesthet Dent 2005; 17(10): 735-740.

Becker W, Becker BE. Replacement of maxillary and mandibular molars with single endosseous implant restorations: A retrospective study. J Prosthet Dent 1995; 74(1): 51-55.

Bernardes SR, Araújo CA, Fernandes Neto AJ, Gomes VL, Neves FD. Análise fotoelástica da união de pilar a implantes de hexágonos externo e interno. Implant News 2006; 3(4): 355-359.

[1] UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO. Sistema Integrado de Bibliotecas. **Diretrizes para apresentação de Dissertações e Teses da USP:** documento eletrônico e impresso. Parte IV (Vancouver). São Paulo: SIBi/USP, 2013. 96p.

Binon PP, McHugh MJ. The effect of eliminating implant/abutment rotational misfit on screw joint stability. Int J Prosthodont 1996; 9(6): 511-519.

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(4): 436-440.

Bozkaya D, Müftü S. Mechanics of the tapered interference fit in dental implants. J Biomech 2003; 36(11): 1649-1658.

Brånemark PI, Adell R, Breine U, Hansson BO, Lindström J, Ohlsson A. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. Scand J Plast Reconstr Surg 1969; 3(2): 81-100.

Brånemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O, Ohman A. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. Scand J Plast Reconstr Surg 1977; 16(Suppl 1): 1-132.

Burguete R, Johns RB, King T, Patterson EA. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. J Prosthet Dent 1994; 71(6): 592-599.

Calvo Guirado JL, Saez Yuguero MR, Pardo Zamora G, Muñoz Barrio E. Immediate provisionalization on a new implant design for esthetic restoration and preserving crestal bone. Implant Dent 2007; 16(2) :155-164.

Cantwell A, Hobkirk JA. Preload loss in gold prosthesis-retaining screws as function of time. Int J Oral Maxillofac Implants 2004; 19(1): 124-132.

Canullo L, Rasperini G. Preservation of peri-implant soft and hard tissues using platform switching of implants placed in immediate extraction sockets: a proof-of-concept study with 12- to 36-month follow-up. Int J Oral Maxillofac Implants 2007; 22(6): 995-1000.

Coppedê AR. Estudo mecânico da conexão implante/abutment utilizando parafusos convencionais e parafusos experimentais cone morse. Ribeirão Preto, 2011. 196p. Tese (Doutorado em Reabilitação Oral). Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo.

Curtis AR, Wright AJ, Fleming GJP. The influence of simulated masticatory loading regimes on the bi-axial flexure strength and reliability of a Y-TZP dental ceramic. J Dent 2006; 34(5): 317-325.

Dailey B, Jordan L, Blind O, Tavernier B. Axial displacement of abutments into implants and implant replicas, with the tapered cone-screw internal connection, as a function of the tightening torque. Int J Oral Maxillofac Implants 2009; 24(2): 251-256.

Dixon DL, Breeding LC, Sadler JP, McKay ML. Comparison of screw loosening, rotation, and deflection among three implant designs. J Prosthet Dent 1995; 74(3): 270-278.

Elias CN, Figueira DC, Rios PR. Influence of the coating material on the loosing of dental implant abutment screw joints. Mater Sci Eng C Mater Biol Appl 2006; 26: 1361-1366.

Filho VB, Bueno CES, Teixeira ML, Pereira JT, Guedes D. Análise pelo método por elementos finitos do estado da deformação plástica dos parafusos de fixação do intermediário. Full Dentistry in Science. 2009; 1(1): 48-57.

Finger IM, Castellon P, Block M, Elian N. The evolution of external and internal implant/abutment connections. Pract Proced Aesthet Dent 2003; 15(8): 625-632.

Gardner DM. Platform switching as a means to achieving implant esthetics. N Y State Dent J 2005; 71(3): 34-37.

Gebrim L. Design dos implantes osseointegrados. Implant News 2005; 2(6): 578-579.

Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. J Prosthet Dent 2001; 85(6): 585-598.

Gratton DG, Aquilino SA, Stanford CM. Micromotion and dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface. J Prosthet Dent 2001; 85(1): 47-52.

Guda T, Ross TA, Lang LA, Millwater HR. Probabilistic analysis of preload in the abutment screw of a dental implant complex. J Prosthet Dent 2008; 100(3): 183-193.

Haack JE, Sakaguchi RL, Sun T. Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. Int J Oral Maxillofac Implants 1995; 10(5): 529-536.

Hermann F, Lerner H, Palti A. Factors influencing the preservation of the periimplant marginal bone. Implant Dent 2007; 16(2): 165-175.

Hidaka O, Iwasaki M, Saito M, Morimoto T. Influence of clenching intensity on bite force balance, occlusal contact area, and average bite pressure. J Dent Res 1999; 78(7): 1336-1344.

Hobkirk JA, Psarros KJ. The influence of occlusal surface material on peak masticatory forces using osseointegrated implant-supported prostheses. Int J Oral Maxillofac Implants 1992; 7(3): 345-352.

Hunt PR, Gartner JL, Norkin FJ. Choice of a dental implant system. Compend Contin Educ Dent 2005; 26(4): 239-248.

Inoue RT, Inoue Júnior N, Inoue LT, Feltrin PP. Resolução protética em implante com conexão Cone Morse, de único estágio cirúrgico, utilizando-se poste sólido sem e com preparo. Implant News 2006; 3(6): 625-632.

Jemt T, Laney WR, Harris D, Henry PJ, Krogh PH Jr, Polizzi G, Zarb GA, Herrmann I. Osseointegrated implants for the single tooth replacement: a 1-year report from a multicenter prospective study. Int J Oral Maxillofac Implants 1991; 6(1): 29-36.

Joly JC, Lima AFM. Comparação entre sistemas de implantes de um e dois estágios. Rev Bras Implant 2001; 7(1): 8-11.

Jörnéus L, Jemt T, Carlsson L. Loads and designs of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. Int J Oral Maxillofac Implants 1992; 7(3): 353-359.

Khraisat A, Abu-Hammad O, Dar-Odeh N, Al-Kayed AM. Abutment screw loosening and bending resistance of external hexagon implant system after lateral cyclic loading. Clin Implant Dent Relat Res 2004; 6(3): 157-164.

Khraisat A, Hashimoto A, Nomura S, Miyakawa O. Effect of lateral cyclic loading on abutment screw loosening of an external hexagon implant system. J Prosthet Dent 2004; 91(4): 326-324.

Khraisat A, Baqain ZH, Smaadi L, Nomura S, Miyakawa O, Elnasser Z. Abutment rotational displacement of external hexagon implant system under lateral cyclic loading. Clin Implant Dent Relat Res 2006; 8(2): 96-99.

Kitagawa T, Tanimoto Y, Odaki M, Nemoto K, Masahiro A. Influence of implant/abutment joint designs on abutment screw loosening in a dental implant system. J Biomed Mater Res B Appl Biomater 2005; 75(2): 457-463.

Kunavisarut C, Lang LA, Stoner BR, Felton DA. Finite element analysis on dental implant-supported prostheses without passive fit. J Prosthodont 2002; 11(1): 30-40.

Lang L, Kang B, Wang RF, Lang BR. Finite element analysis to determine implant preload. J Prosthet Dent 2003; 90(6): 539-546.

Lazzara RJ. Restorative advantages of the coronally hexed implant. Compendium 1991; 12(12): 924, 926-930.

Lazzara RJ, Porter SS. Platform switching: a new concept in implant dentistry for controlling postrestorative crestal bone levels. Int J Periodontics Restorative Dent 2006; 26(1): 9-17.

Lee FK, Tan KB, Nicholls JI. Critical bending moment of four implant-abutment interface designs. Int J Oral Maxillofac Implants 2010; 25(4): 744-751.

Lehmann RB, Elias CN. Uso de simulação 3D no desenvolvimento de implantes e sistemas protéticos com pilares retos e angulados. Implant News 2009; 6(6): 679-683.

Levine RA, Clem DS, Wilson TG Jr, Higginbottom F, Saunders SL. A multicenter retrospective analysis of the ITI implant system used for single-tooth replacements: Results of loading for 2 or more years. Int J Oral Maxillofac Implants 1999; 14(4): 516-520.

Levine RA, Clem DS, Wilson TG Jr, Higginbottom F, Solnit G. Multicenter retrospective analysis of the ITI implant system used for single-tooth replacements: Preliminary results at 6 or more months of loading. Int J Oral Maxillofac Implants 1997; 12(2): 237-242.

López-Marí L, Calvo-Guirado JL, Martín-Castellote B, Gomez-Moreno G, López-Marí M. Implant platform switching concept: an updated review. Med Oral Patol Oral Cir Bucal 2009; 14(9): 450-454.

Lotti RS, Machado AW, Mazzieiro ET, Landre Júnior J. Aplicabilidade científica do método dos elementos finitos. R Dental Press Ortodon Ortop Facial 2006; 11(2): 35-43.

Maeda Y, Satoh T, Sogo M. In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant-abutment connections: a short communication. J Oral Rehabil 2006; 33(1): 75-78.

Maeda Y, Horisaka M, Yagi K. Biomechanical rationale for a single implant-reteined mandibular overdenture: an in vitro study. Clin Oral Implants Res 2008; 19(3): 271-275.

Magne P. Efficient 3D finite element analysis of dental restorative procedures using micro-CT data. Dent Mater 2007; 23(5): 539-548.

Martin WC, Woody RD, Miller BH, Miller AW. Implant abutment screw rotations and preloads for four different screw materials and surfaces. J Prosthet Dent 2001; 86(1): 24-32.

McGlumphy EA, Mendel DA, Holloway JA. Implant screw mechanics. Dent Clin North Am 1998; 42(1): 71-89.

Merz BR, Hunenbart S, Belser UC. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. Int J Oral Maxillofac Implants 2000; 15(4): 519-526.

Morgan KM, Chapman RJ. Retrospective analysis of an implant system. Compend Contin Educ Dent 1999; 20(7): 609-614, 616-623.

Morneburg TR, Proschel PA, Nat R. Measurement of masticatory forces and implant loads: a methodologic clinical study. Int J Prosthodont 2002; 15(1): 20-27.

Müftü A, Chapman RJ. Replacing posterior teeth with freestanding implants: four-year prosthodontic results of a prospective study. J Am Dent Assoc 1998; 129(8): 1097-1102.

Nakamura LH, Contin I, Pichler EF. Estudo comparativo do afrouxamento de diferentes parafusos de fixação de ‘‘abutments’’em implantes de hexágono externo e interno, após o ensaio de ciclagem mecânica. Rev Pos Grad 2006; 13(1): 96-102.

Nentwig GH. Ankylos implant system: concept and clinical application. J Oral Implantol 2004; 30(3): 171-177.

Nissan J, Gross M, Shifman A, Assif D. Stress levels for well-fitting implant superstructures as a function of tightening force levels, tightening sequence, and different operators. J Prosthet Dent 2001; 86(1): 20-23.

Norton MR. An in vitro evaluation of the strength of an internal conical interface compared to a butt joint interface in implant design. Clin Oral Implants Res 1997; 8(4): 290-298.

Ohrnell LO, Hirsch JM, Ericsson I, Brånemark PI. Single-tooth rehabilitation using osseointegration. A modified surgical and prosthodontic approach. Quintessence Int 1988; 19(12): 871-876.

Oie E, Horiuchi M, Soma K. Effects of occlusal contact and its area on gravity fluctuation. Angle Orthod 2010; 80(3): 540-546.

Patterson EA, Johns RB Theoretical analysis of the fatigue life of fixture screws in osseointegrated dental implants. Int J Oral Maxillofac Implants 1992; 7(1): 26-33.

Piermatti J, Yousef H, Luke A, Mahevich R, Weiner S. An in vitro analysis of implant screw torque loss with external hex and internal connection implant systems. Implant Dent 2006; 15(4): 427-435.

Pita MS, Anchieta RB, Barão VAR, Garcia Júnior IR, Pedrazzi V, Assunção WG. Prosthetic platforms in implant dentistry. J Craniofac Surg 2011; 22(6): 2327-2331.

Quek HC, Tan KB, Nicholls JI. Load fatigue performance of four implant-abutment interface designs: effect of torque level and implant system. Int J Oral Maxillofac Implants 2008; 23(2): 253-262.

Richter EJ. In vivo vertical forces on implants. Int J Oral Maxillofac Implants 1995; 10(1): 99-108.

Romeed SA, Fok SL, Wilson NH. A comparison of 2D and 3D finite element analysis of a restored tooth. J Oral Rehabil 2006; 33(3): 209-215.

Rubo JH, Souza EAC. Métodos computacionais aplicados à bioengenharia: solução de problemas de carregamento em próteses sobre implantes. Rev FOB 2001; 9(3): 97-103.

Şahin S, Çehreli MC, Yalçm E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses - a review. J Dent 2002; 30(7-8): 271-282.

Sakaguchi RL, Borgersen SE. Nonlinear finite element contact analysis of dental implant components. Int J Oral Maxillofac Implants 1993; 8(6): 655-661.

Sakaguchi RL, Borgersen SE. Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screws. Int J Oral Maxillofac Implants 1995; 10(3): 295-302.

Salvi GE, Lang NP. Changing paradigms in implant dentistry. Crit Rev Oral Biol Med 2001; 12(3): 262-272.

Schulte JK, Coffey J. Comparison of screw retention of nine abutment systems: a pilot study. Implant Dent 1997; 6(1): 28-31.

Schwarz MS. Mechanical complications of dental implants. Clin Oral Implants Res 2000; 11(Suppl 1): 156-158.

Siamos G, Winkler S, Boberick K. The relationship between implant preload and screw loosening on implant-supported prostheses. J Oral Implantol 2002; 28(2) 67-73.

Silva EF, Pellizzer EP, Villa LMR, Mazaro JVQ, Vedovatto E, Verri FR. Influência do tipo de hexágono e do diâmetro do implante osseointegrado na distribuição do estresse. Implant News 2007; 4(5): 549-554.

Stegaroiu R, Khraisat A, Nomura S, Miyakawa O. Influence of superstructure materials on strain around implants under 2 loading conditions: a technical investigation. Int J Oral Maxillofac Implants 2004; 19(5): 735-742.

Sutter F, Weber HP, Sorensen J, Belser UC. The new restorative concept of the ITI® dental implants system: design and engineering. Int J Periodontics Restorative Dent 1993; 13(5): 409-431.

Tan KB, Nicholls JI. The effect of 3 torque delivery systems on gold screw preload at the gold cylinder-abutment screw joint. Int J Oral Maxillofac Implants 2002; 17(2): 175-183.

Tan BF, Tan KB, Nicholls JI. Critical bending moment of implant-abutment screw joint interfaces: effect of torque levels and implant diameter. Int J Oral Maxillofac Implants 2004; 19(5): 648-658.

Taylor TD, Agar JR, Vogiatzi T. Implant prosthodontics: current perspective and future directions. Int J Oral Maxillofac Implants 2000; 15(1): 66-75.

Theoharidou A, Petridis HP, Tzannas K, Garefis P. Abutment screw loosening in single-implant restorations: a systematic review. Int J Oral Maxillofac Implants 2008; 23(4): 681-690.

Tortopidis D, Lyons MF, Baxendale RH, Gilmour WH. The variability of bite force measurement between sessions, in different positions within de dental arch. J Oral Rehabil 1998; 25(9): 681-686.

Tsuge T, Hagiwara Y. Influence of lateral-oblique cyclic loading on abutment screw loosening of internal and external hexagon implants. Dent Mater J 2009; 28(4): 373-381.

Tzenakis GK, Nagy WW, Fournelle RA, Dhuru VB. The effect of repeated torque and salivary contamination on the preload of slotted gold implant prosthetic screws. J Prosthet Dent 2002; 88(2): 183-191.

Vela-Nebot X, Rodríguez-Ciurana X, Rodado-Alonso C, Segalà-Torres M. Benefits of an implant platform modification technique to reduce crestal bone resorption. Implant Dent 2006; 15(3) :313-320.

Versluis A, Korioth TWP, Cardoso AC. Numerical analysis of a dental implant system preloaded with a washer. Int J Oral Maxillofac Implants 1999; 14(3): 337-341.

Wang RF, Kang B, Lang LA, Razzoog ME. The dynamic natures of implant loading. J Prosthet Dent 2009; 101(6): 359-371.

Weigl P. New prosthetic restorative features of Ankylos implant system. J Oral Implantol 2004; 30(3): 178-188.

Weinstein AM, Klawitter JJ, Anand SC, Schuessler R. Stress analysis of porous rooted dental implants. J Dent Res 1976; 55(5): 772-777.

Winkler S, Ring K, Ring JD, Boberick KG. Implant screw mechanics and the settling effect:an overview. J Oral Implantol 2003; 29(5): 242-245.