

UNIVERSIDADE DE PASSO FUNDO

Eduardo dos Santos Rodrigues

**DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES ENTRE
PARAFUSOS PROTÉTICOS DE IMPLANTE
CONE MORSE E HEXÁGONO EXTERNO:
ANÁLISE DE ELEMENTOS FINITOS**

Passo Fundo

2016

Eduardo dos Santos Rodrigues

**DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES ENTRE
PARAFUSOS PROTÉTICOS DE IMPLANTE
CONE MORSE E HEXÁGONO EXTERNO:
ANÁLISE DE ELEMENTOS FINITOS**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Odontologia da Faculdade de Odontologia da UPF, para obtenção do título de Mestre em Odontologia – Área de Concentração em Clínica Odontológica, sob orientação do prof. Dr. Maria Salete Sandini Linden e coorientação do prof. Dr. Márcio Walber.

Passo Fundo

2016

BIOGRAFIA DO AUTOR

Eduardo dos Santos Rodrigues, nascido em 01 de Julho de 1982 na cidade de Passo Fundo, graduado bacharel em Odontologia pela Universidade de Passo Fundo (UPF), Passo Fundo, em 2005, especialista em Implantodontia pela FUNORTE/SOEBRÁS, núcleo IODONTUS, Passo Fundo, em 2010, atualmente exerce atividade odontológica na clínica odontológica Dipp Müller.

OFERECIMENTOS E AGRADECIMENTOS

À minha esposa Anush Karapetyan Rodrigues que desde o início me apoiou e que durante o mestrado me deu o maior presente que poderia existir que foi a vinda da nossa princesa Sophie.

Aos meus pais Mauro Moleda Rodrigues e Vera Terezinha dos Santos Rodrigues que desde criança me estimularam a buscar sempre cada vez mais conhecimento.

Aos professores Dra. Maria Salete Sandini Linden, Dra. Paula Benetti, Dr. Álvaro Della Bona, Ms. Fábio Goedel e Dr. Márcio Walber pela ajuda no trabalho e pela disponibilidade, sem o auxílio de vocês esse trabalho não teria acontecido.

Ao Eng. Célio Netzel, CEO da empresa DSP Biomedical, pela disposição de ajudar com os desenhos 3D dos implantes, tornando-se essencial para que eu pudesse iniciar o trabalho.

Aos colegas, à funcionária (Fabi) e aos professores do PPGOdonto da UPF pela amizade desenvolvida nesses dois anos de parceria, foi muito bom ter convivido com todos vocês.

SUMÁRIO

BIOGRAFIA DO AUTOR.....	6
OFERECIMENTOS E AGRADECIMENTOS.....	8
SUMÁRIO.....	10
LISTA DE TABELAS.....	12
LISTA DE FIGURAS.....	13
LISTA DE ABREVIATURAS.....	17
1.INTRODUÇÃO.....	22
2.REVISÃO DE LITERATURA.....	27
2.1. História da Implantodontia.....	27
2.2. Estudos Clínicos.....	28
2.2.1. Afrouxamento e fratura de parafusos protéticos.....	28
2.2.2. Remoção do parafuso protético fraturado.....	31
2.3. Tensão e Fratura de parafusos protéticos.....	32
2.4. Método de Elementos Finitos (MEF).....	38
2.4.1. Definição.....	38
2.4.2. Método de Elementos Finitos na Implantodontia.....	40
3.PROPOSIÇÃO.....	47
4.MATERIAIS E MÉTODOS.....	49
4.1. Construção dos modelos tridimensionais.....	49
4.2. Simulação com o Método de Elementos Finitos.....	55
4.2.1. Propriedades físicas dos materiais.....	56
4.2.2. Condições de contorno e geração da malha.....	58

4.2.3. Carregamento dos modelos e análise.....	61
5.RESULTADOS E DISCUSSÃO.....	65
5.1. Distribuição de tensões no modelo MHE.....	66
5.2. Distribuição de tensões no modelo MCM.....	70
5.3. Distribuição de tensões entre os modelos MHE e MCM.....	74
6.CONCLUSÕES.....	82
REFERÊNCIAS.....	84
ARTIGO SUBMETIDO.....	93

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Propriedades do Ti 4 CP e da liga Ti-6Al-4V.....	56
Tabela 2 – Quantidade de nós e elementos dos modelos MHE e MCM.....	61
Tabela 3 – Valores de F para os modelos MHE e MCM.....	62
Tabela 4 – Valores máximos das simulações MHE1 e MHE2.....	68
Tabela 5 – Valores máximos das simulações MCM1 e MCM2.....	72
Tabela 6 – Valores máximos dos principais contatos das simulações.....	75

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Terminologia de roscas de um parafuso.....	35
Figura 2 – Montagem dos modelos 3D: (A) MHE e (B) MCM.....	50
Figura 3 - (A) Sulcos da UCLA HE, (B) Remoção dos sulcos. (a) Sulcos da UCLA CM, (b) Remoção dos sulcos. 51	
Figura 4 - (A) Corte quadrangular na cabeça do parafuso protético HE, (B) Remoção do encaixe quadrangular.....	51
Figura 5 - (A) Corte hexagonal parafuso protético CM, (B) Remoção do encaixe.....	52
Figura 6 - Relação coincidente entre a face inferior da UCLA e face superior da plataforma do implante HE.....	52
Figura 7 - Relação coincidente entre uma das faces externas do hexágono do implante e uma das faces internas do hexágono da UCLA.....	53
Figura 8 - Relação coincidente entre a face externa do hexágono do implante localizada lateralmente à face selecionada anteriormente e a faces internas do hexágono da UCLA localizada lateralmente à anterior.....	53
Figura 9 - Relação coincidente entre a face circular que está na porção superior dentro da UCLA e a base da cabeça do parafuso protético.....	53

Figura 10 - Relação concêntrica entre as paredes laterais da cabeça do parafuso protético e as paredes internas da UCLA.	53
Figura 11 - Relação coincidente entre a face cônica da UCLA e a aresta interna da plataforma do implante.	54
Figura 12 - Relação coincidente entre a face circular que está na porção superior dentro da UCLA e a base da cabeça do parafuso protético.	54
Figura 13 - Relação concêntrica entre as paredes laterais da cabeça do parafuso protético e as paredes internas da UCLA.	54
Figura 14 - Relação coincidente entre uma das arestas internas do implante CM e uma das arestas externas da base da UCLA.	55
Figura 15 – Criação de uma nova simulação estática.	56
Figura 16 – Criação dos materiais Ti 4 CP (A) e Ti-6Al-4V (B).	57
Figura 17 – (A) Cópias MHE e MCM. (B) Importação dos modelos 3D.	57
Figura 18 – (A) Material UCLA, (B) Implante e (C) Parafuso Protético.	58
Figura 19 – contato Frictional entre os componentes do MHE.	59
Figura 20 – contato Frictional entre os componentes do MCM.	59
Figura 21 – Elemento sólido tetraédrico.	60
Figura 22 – Malha dos modelos (A) MHE e (B) MCM.	61
Figura 23 - Área de aplicação do Bolt Pretension (A) MHE e (B) MCM.	63

Figura 24 – Tensões máximas dos modelos MHE1 e MHE2, de 495 N e de 682 N, respectivamente.....	66
Figura 25 – Tensões máximas na UCLA de 231 N e de 308 N, respectivamente.....	67
Figura 26 – Tensões máximas no implante de 314 N e de 413 N, respectivamente.....	67
Figura 27 – Distribuição de tensões dos modelos MHE1 e MHE2.....	67
Figura 28 – Tensões máximas dos modelos MCM1 e MCM2, de 608 N e de 918 N, respectivamente.....	71
Figura 29 – Tensões máximas na UCLA de 164 N e de 234 N, respectivamente.....	71
Figura 30 – Tensões máximas no implante de 292 N e de 427 N, respectivamente.....	71
Figura 31 – Distribuição de tensões dos modelos MCM1 e MCM2.....	72

LISTA DE ABREVIATURAS

- ° - Graus
- ® - Marca registrada
- 3D - Três dimensões
- β - Metade do ângulo da hélice
- CAD - Computed Aided Design (Desenho Auxiliado por Computador)
- CAE - Computed Aided Engineering (Engenharia Auxiliada por Computador)
- CM - Cone Morse
- CP - Comercialmente Puro
- d - diâmetro, distância
- E - Módulo de *Young* ou Módulo de Elasticidade
- EQV - Equivalente de von Mises
- F – Força
- FEA – Finite Element Analysis (Análise de Elementos Finitos)
- G - Módulo de Rigidez
- HE - Hexágono Externo
- HI - Hexágono Interno
- ISO - International Standard Organization
- M – Momento
- MHE - Modelo Hexágono Externo
- MCM - Modelo Cone Morse

MEV - Microscópio Eletrônico de Varredura
MEF - Método de Elementos Finitos
N – Newtons
Ncm – Newtons / centímetro
N.mm – Newtons / milímetro
S_y - σ_y - Limite de resistência ao escoamento, resistência ao escoamento,
limite de escoamento ou tensão de escoamento
S_{ut} - Limite de resistência a tração, Resistência à tração ou
T – Torque
T_f/2 - Metade da temperatura absoluta de fusão do material
Ti CP 4 - Titânio comercialmente puro grau quatro
Ti-6Al-4V – Liga alumínio titânio vanádio
 μ - coeficiente de atrito
 μ_t - Coeficiente de atrito entre as roscas
 μ_n - Coeficiente de atrito entre a cabeça do parafuso e o implante
r_t - Raio efetivo de contato na rosca
r_n - Raio efetivo de contato entre implante e superfície superior da junta
 ν - Coeficiente de *Poisson*

RESUMO

O objetivo deste trabalho foi analisar a distribuição de tensões dos parafusos protéticos de Implante Hexágono Externo (HE) e Implante Cone Morse (CM) com diferentes pré-cargas. Utilizando-se dois modelos 3D para o estudo: MHE - Modelo do Implante HE, e MCM – Modelo do Implante CM, compostos por implante, UCLA antirotacional e parafuso protético. Em cada modelo, simulou-se duas situações: valor de pré-carga com o torque recomendado pelo fabricante para o parafuso protético (MHE1 e MCM1); e 10 Ncm acima do torque recomendado (MHE2 e MCM2). Obtendo os valores de pré-carga, 243,18N, 229,71N, 324,24N e 344,57, respectivamente. Os resultados foram representados pela análise de tensão equivalente Von Mises, de forma que as roscas dos parafusos protéticos foram os locais que apresentaram as tensões máximas, porém a tensão máxima do modelo MCM2 ultrapassou o limite de escoamento do material na região da raiz entre o 1º e 2º filete. Concluindo que a utilização de torques acima do recomendado pelo fabricante pode ocasionar deformações plásticas nas roscas do implante cone-morse, e que a aplicação de torques elevados é menos prejudicial para o implante hexágono externo.

Palavras-chave: implante dentário; prótese dental; titânio.

ABSTRACT¹

This three-dimensional finite element study observed the stress distribution characteristics of prosthetic screws on External Hexagon Implant (HE) and Morse Taper Implant (CM) with different preloads. Using two models for the study: MHE - HE implant model, and MCM - CM implant model, compounds by implant, abutment and abutment screw. In each model was evaluated two situations: preload value using the torque recommended by the manufacturer for the prosthetic screw (MHE1 and MCM1); and 10 Ncm above the recommended torque (MHE2 and MCM2). Finding the preload values respectively 243,18N, 229,71N, 324,24N and 344.57. The regions with the highest von Mises stress results were at the bottom of the initial two threads in contact of all models, however the maximum stress on MCM2 model were higher than the yield strength of abutment screw material. In conclusion, the use of torques above the recommended can cause plastic deformation in the threads of morse taper implant. Elevated torques are harmful to morse taper implant than to external hexagon implant.

Key words: dental implant, dental prosthesis, titanium.

¹ Finite element analysis of retention screw on external hexagon and morse taper implant

1. INTRODUÇÃO

Na Implantodontia, desde o desenvolvimento dos implantes contemporâneos por Per-Ingvar Brånemark e durante as primeiras décadas de utilização dos implantes dentários, considerava-se sucesso a sobrevida do implante, e insucesso quando o implante era removido devido a uma falha biológica. Os critérios de sucesso na implantodontia são complexos, e atualmente sabe-se que somente a presença do implante no local não garante o sucesso do mesmo, é preciso avaliar a qualidade da saúde, ou seja, avaliar os critérios de longevidade (MISCH, 2000).

Atualmente, os valores de sucesso dos implantes ultrapassam os 90% quando se trata de osseointegração, porém com a alta expectativa dos pacientes nem sempre essa alta taxa de sucesso irá resultar em um paciente satisfeito devido às falhas mecânicas dos componentes. Dentre as complicações protéticas, a fratura do parafuso protético é um grande problema, pois se a fratura acontece dentro das roscas internas do implante o parafuso pode se tornar irrecuperável, e o implante osseointegrado poderá ser inativado (SONES, 1989).

A equipe de Per-Ingvar Brånemark acompanhou por 15 anos 1997 implantes suportados por próteses fixas encontrando 69 implantes fraturados (3,5%) e 59 parafusos protéticos fraturados (3%) (ADELL *et*

al., 1981). Zarb e Schmitt acompanharam por 9 anos 274 implantes, encontraram 9 parafusos protéticos fraturados (3,2%) e 53 parafusos de liga de ouro fraturados (19%) (ZARB e SCHMITT, 1990).

A natureza do afrouxamento e deslocamento do parafuso do pilar é complexa, pois envolve fadiga cíclica, fluídos, e uma variedade de padrões de mastigação e carregamentos (KITAGAWA *et al.*, 2005). A fratura de metais e ligas ocorre quando uma deformação plástica contínua é levada até as últimas consequências. O dano por fadiga ocorrerá quando houverem deformações plásticas cíclicas, e no caso do titânio a fratura ocorre em menos de 10^3 ciclos, conhecida como fratura de baixo ciclo. A importância do estudo da fadiga torna-se clara quando consideramos que todo componente móvel e parte das estruturas estáticas estão submetidos a ciclos de tensões; com efeito a absoluta maioria das falhas que ocorrem em serviço são devidas à fadiga (CETLIN *et al.*, 1979).

O Método de Elementos Finitos (MEF) tem sido amplamente utilizado na odontologia para avaliação do desenho do implante dental e de seus componentes oferecendo o potencial de avaliar e aperfeiçoar o desenho deste sem precisar passar pelos riscos e despesas de uma implantação. Além disso, oferece várias vantagens como: representação de geometrias complexas, fácil modificação do modelo e representação dos estresses internos de todas as estruturas selecionadas (LAVERNIA *et al.*, 1981), sendo bons preditores do tempo para trocar o parafuso protético (WIERSZYCKI *et al.*, 2006).

A precisão da pré-carga atingida durante o aperto do parafuso de fixação e do pilar e o implante em conjunto, torna-se um assunto importante e crítico para o estudo da dinâmica de carga do complexo

implante (LANG *et al.*, 2003). Mesmo após o aperto do parafuso, surgem tensões consideráveis em razão do carregamento sobre o complexo implante/abutment, sendo altamente dependente do coeficiente de atrito e da pré-carga. A deformação plástica dos materiais envolvidos podem aumentar consideravelmente quando a saliva está presente na montagem do implante, devido à redução do atrito interfacial entre os componentes. O processo de aperto do parafuso não pode ser negligenciado quando as tensões nos implantes dentários são analisados (JÖRN *et al.*, 2014).

Durante o percurso da moldagem à instalação definitiva da prótese sobre o implante dentário facilmente ultrapassam-se dez ciclos de torque e destorque, e 19 ciclos durante a vida da prótese, de forma que muitos deles se aproximam ou ultrapassam os valores recomendados pelo fabricante (GUZAITIS *et al.*, 2011). Por esse motivo no momento da colocação da prótese, muitos dentistas optam por substituir o parafuso protético sem utilizar qualquer embasamento científico. Essa substituição é realizada para prevenir a falha mecânica do parafuso protético, pois quando ocorre a fratura do parafuso internamente no implante, pode-se danificar as roscas internas do implante pelos procedimentos de remoção, podendo-se constituir em um obstáculo para a colocação de um novo parafuso, em consequência, será questionada a permanência deste implante (IMAM *et al.*, 2014).

O parafuso de retenção é muitas vezes visto apenas como mais um elemento constituinte da reabilitação protética, sendo assim ignorada sua real importância (BARBOSA e SOARES, 2008). Em razão dos problemas apresentados, é importante que se aprofunde o conhecimento científico sobre o comportamento do parafuso protético quando este

sofre tensões torcionais, uma vez que, não há muitos estudos buscando entender como se comporta este componente quando é utilizado torques acima do recomendado pelo fabricante. Baseando-se nos problemas oriundos da fratura dos parafusos protéticos, esse estudo busca avaliar as tensões resultantes da utilização desses componentes.

2. REVISÃO DE LITERATURA

2.1. História da Implantodontia

Desde os primórdios da civilização os seres humanos têm buscado formas de substituir dentes perdidos. O implante rudimentar de forma radicular possui milhares de anos, desde os antigos chineses há 4.000 anos, passando-se pelos egípcios e os incas, chegando-se ao Maggiolo, em 1809, utilizando ouro para substituir a raiz dentária e Harris, em 1887, utilizando dentes de porcelana encaixados em pinos de platina revestida por chumbo. Greenfiel, em 1909, utilizou iridoplatina para confeccionar o primeiro implante dentário diferente da forma de raiz dental, obtendo sucesso moderado. Strock, em 1938, confeccionou uma liga cirúrgica de molibdênio, cromo e cobalto, substituindo um incisivo superior esquerdo durando 15 anos. Esse mesmo pesquisador, em 1946, projetou um implante rosqueável em dois estágios, sem utilizar um pino intermucoso, ainda em funcionamento 50 anos mais tarde (MISCH, 2000).

Nas primeiras décadas de utilização dos implantes dentários, considerava-se sucesso a sobrevida do implante, e insucesso quando havia presença de infecção, inflamação e/ou mobilidade perceptível necessitando a remoção do implante (ADELL *et al.*, 1981; ALBREKTSSON, 1983). Os critérios de sucesso na implantodontia são

complexos, e atualmente sabe-se que somente a presença do implante no local não garante o sucesso do mesmo, é preciso avaliar a estética, a facilidade de higiene e a funcionalidade da prótese sobre implante (SONES, 1989) que podem prejudicar a longevidade do implante endósseo, mesmo quando está osseointegrado. Classifica-se, assim, os implantes em sucesso, sobrevivência ou falha dependendo a situação, variando a escala entre 1 a 4, sendo 1 implante bem-sucedido e com saúde ideal e 4 falha clínica (MISCH *et al.*, 2008).

Atualmente, os implantes endósseos possuem diversos desenhos, podendo o corpo do implante ser cilíndricos ou cônico, com variadas superfícies: com ranhuras, perfurada, com camada de plasma ou recoberta. O abutment (pilar) é a parte do implante que retém ou suporta uma prótese ou supra-estrutura do implante, e pode ser dividido em 3 categorias: (1) abutment para retenção com parafuso sendo utilizado para reter a prótese ou supra-estrutura; (2) abutment para retenção cimentado utiliza este para reter a prótese ou infra-estrutura; e (3) o abutment de conexão utiliza um dispositivo de conexão para reter uma prótese removível. O parafuso protético é aquele que retém a prótese ou a supra-estrutura ao corpo do implante ou ao abutment (ANUSAVICE, 2013).

2.2. Estudos Clínicos

2.2.1. Afrouxamento e fratura de parafusos protéticos

Per-Ingvar Brånemark realizou a primeira reabilitação oral com uma prótese odontológica fixada por meio de implantes osseointegrados em 1965, iniciando, assim, cientificamente a era da Osseointegração e

marcando oficialmente o início da Implantodontia moderna. Os pesquisadores acompanharam por 15 anos 1997 implantes suportados por próteses fixas em pacientes edêntulos, e encontraram algumas complicações mecânicas no período. Do total, 69 implantes (3,5%) fraturaram em diferentes níveis, sendo que a maioria ocorreu após 5 anos, e essas fraturas das fixações foram muitas vezes associadas com a perda óssea marginal. Os pesquisadores encontraram também 59 parafusos protéticos fraturados (3%), podendo estar relacionadas à distribuição inadequada das forças e à escolha inadequada dos componentes (ADELL *et al.*, 1981).

Quando os pacientes apresentam mandíbulas com reabsorção severa, os implantes que suportam uma prótese fixa podem estar sujeitos a forças mastigatórias excessivas pela presença do cantilever mesial e distal e também pelo braço de alavanca que se estende da face oclusal da prótese até o pescoço do parafuso protético. Outros fatores como a presença de bruxismo e a angulação distal dos implantes podem gerar mais estresse que o parafuso pode suportar. A melhor forma de prevenção desse tipo de acontecimento é um assentamento passivo e uma oclusão equilibrada (SONES, 1989).

Os pesquisadores Zarb e Schmitt acompanharam por 9 anos 274 implantes colocados em 49 arcos dentais. Durante o período, encontraram 9 parafusos protéticos fraturados (3,2%) e 53 parafusos de liga de ouro fraturados (19%), porém desse total 38 aconteceram em duas pacientes que sofriam de problemas psiquiátricos e tomavam altas doses de medicamentos (ZARB e SCHMITT, 1990). Outro autor conduziu um estudo retrospectivo de 10 anos em 126 implantes colocados na região de pré-molares e molares, onde foram encontrados 9

parafusos protéticos (7,4%) que perderam o torque durante esse tempo e dois parafusos que fraturaram e tiveram que ser substituídos (SIMON, 2003).

Sailer e colaboradores retiraram 29 pesquisas clínicas e 22 pesquisas de laboratório de um total de 7136 títulos, e relataram que a fratura do abutment metálico ou cerâmico é uma complicação rara, e que a fratura do parafuso protético é uma complicação mais comum que a fratura do próprio abutment. Nas pesquisas clínicas foi encontrada uma tendência menor de fraturas de abutment em implantes de HI do que em implantes de HE. A incidência de fraturas de parafusos protéticos foi de 0,15%. A estimativa em 5 anos de 0% (0-4,4%) em abutments cerâmicos e de 0,8% (0,4-1,7%) nos abutments metálicos, não foi considerado estatisticamente significativo. Uma comparação entre a perda de retenção entre abutments com conexão interna e conexão externa indicou uma tendência a ter menos problemas em implantes de conexão interna. Em estudos de laboratório as fraturas de parafuso protético só ocorreram em abutments metálicos, e foi estimado um valor de 0,8% em 5 anos (SAILER *et al.*, 2009).

Magrin e colaboradores avaliaram 916 implantes, onde 416 foram avaliados por menos de 5 anos e 500 implantes por mais de 5 anos. Os autores descreveram que do total analisado: 80 implantes (8,7%) apresentaram afrouxamento e/ou fratura de parafuso protético, sendo que 12 (2,9%) foram do grupo com menos de 5 anos e 68 (13,6%) foram do grupo com mais de 5 anos, havendo diferença estatisticamente significativa entre os dois grupos (MAGRIN *et al.*, 2014).

Outra revisão de literatura relata que de 6544 próteses unitárias instaladas sobre implantes, 368 (5,6%) sofreram afrouxamento do

parafuso protético ou do abutment em uma média de 4,8 anos, sendo que pode chegar a 59,6% em 15 anos. É relatado que em implantes de Hexágono Externo a incidência desta complicação é de 18,3% em uma média de 5,3 anos, porém em implantes de conexão interna a incidência é de 2,7% em uma média de 4,5 anos. Além disso, em próteses cimentadas o número de complicações é menor que o encontrado quando usado próteses parafusadas, sendo 3,1% em uma média de 5,1 anos para a primeira, e 8,5% em uma média de 3,8 anos para a segunda (SADID-ZADEH *et al.*, 2015).

2.2.2. Remoção do parafuso protético fraturado

Devido à dificuldade de se remover a parte fraturada do parafuso protético, inúmeras técnicas são encontradas na literatura para sua remoção.

Uma das primeira técnicas descritas na literatura foi a utilização de uma broca multilaminada com as laterais desgastadas em baixa rotação para a remoção do fragmento do parafuso (LAU e PANG, 1994). Outra técnica similar é descrita utilizando em alta rotação uma broca esférica multilaminada com as laterais desgastadas (WILLIAMSON e ROBINSON, 2001). Sendo proposta também uma técnica utilizando uma broca 2 esférica multilaminada em alta rotação para a criação de uma canaleta entre o implante e o parafuso fraturado acima da linha do implante bone level, onde com um fórceps conseguiu-se afrouxar e remover a porção restante do parafuso (MAALHAGH-FARD e JACOBS, 2010).

Outros autores preconizam a utilização de um kit de reparo específico, de diferentes marcas comerciais, para a remoção das roscas fraturadas internamente ao implante de diferentes componentes, como por exemplo: as roscas de um magneto fraturado (NERGIZ *et al.*, 2004), ou mesmo parafusos fraturados (IMAM *et al.*, 2014; YILMAZ e MCGLUMPHY, 2011)

Técnicas alternativas são propostas para a remoção do pilar fraturado, como a utilização de uma lima endodôntica (SATTERTHWAITE e RICKMAN, 2008), um palito de madeira (FREITAS *et al.*, 2010), ultrassom para a remoção de um cicatrizador fraturado (BHANDARI *et al.*, 2013), desgaste da porção final de uma cureta de dentina para remoção do parafuso fraturado (SATWALEKAR *et al.*, 2013), ou mesmo a utilização de um componente para refazer as roscas internas do implante para a confecção de uma nova prótese (YILMAZ e MASCARENHAS, 2015).

Outros autores recomendam técnicas mais radicais com a remoção das espiras internas do implante, moldagem, confecção de uma coroa com pino e cimentação com cimento resinoso (POW e WAT, 2006), ou fabricação de um o-ring com pino e cimentação com ionômero de vidro para cimentação (CANPOLAT *et al.*, 2014).

2.3. Tensão e Fratura de parafusos protéticos

A fratura de metais e ligas sob cargas não-cíclicas e à temperaturas significativamente inferiores à $T_f/2$ (onde T_f é a temperatura absoluta de fusão) pode ocorrer sob duas formas extremas:

- Fratura frágil, onde uma trinca se propaga sob uma carga constante ou decrescente, e durante a propagação a zona de deformação plástica está confinada por uma região deformada elasticamente, isto é, a fratura se dá sem deformação plástica macroscópica.
- Fratura dútil, é uma deformação plástica contínua levada até as últimas consequências. Ocorre com apreciável deformação plástica macroscópica, ainda que a redução das áreas não atinja 100% (CETLIN *et al.*, 1979).

A deformação plástica inicia quando as máximas tensões de cisalhamento atuantes no corpo atingem certos valores críticos. A análise de fraturas considera de suma importância o conhecimento da história do metal e seu comportamento mecânico antes da fratura. A fratura por fadiga resulta do desenvolvimento progressivo de uma trinca quando aplicadas repetidas tensões, podendo ocorrer mesmo quando utilizadas tensões abaixo da tensão de escoamento, pois pode haver deformações plásticas localizadas em certos pontos do material. Quando há tensões acima do limite de escoamento generalizado, a fratura ocorre em menos de 10^3 ciclos, sendo conhecida como fadiga de baixo ciclo. Parafusos sem aperto ou sem torque adequado frequentemente rompem por fadiga, devido à tensão de torção no parafuso não variar diretamente com a tensão externa que tende a separar os elementos aparafusados. No caso de elementos elásticos, observa-se um ligeiro aumento na tensão do parafuso, mas muito inferior ao aumento da carga externa. A propagação de uma trinca sob a influência de tensões alternadas produz marcas paralelas e curvas que recebem o nome de estrias, onde cada uma dessas estrias é produzida por um único ciclo de tensões, apesar de que nem todo ciclo produz uma estria (CETLIN *et al.*, 1979).

A biomecânica descreve a resposta do tecido biológico quando sofre uma carga, e através dessa compreensão muitos avanços foram alcançados na mecânica das próteses, dos implantes e dos instrumentais, porém, mesmo assim, é difícil mensurar a carga sofrida pelo implante, pois pode variar de paciente para paciente. Depende do número de cargas oclusais sofridas em função mastigatória, variando em magnitude, frequência, duração, de acordo com os hábitos parafuncionais do paciente, assim como a presença de forças periorais da língua e da musculatura peribucal sobre os abutments dos implantes. Mesmo com essas variáveis que impossibilitam a comparação de um tratamento com outro, os princípios básicos da mecânica podem fornecer dados que permitem a compreensão dessas ou de outras cargas fisiológicas. Duas abordagens diferentes podem resultar em um mesmo resultado a curto prazo, porém, quando utilizada uma abordagem biomecânica pode-se determinar qual das opções apresentará mais riscos a longo prazo (MISCH, 2000). Esse conhecimento da falha em fadiga é importante para que a opção mais adequada possa ser utilizada, sendo assim, possível prever quando, ou se, um componente carregado ciclicamente irá falhar em fadiga em um determinado período de tempo. (SHIGLEY *et al.*, 2005).

Todas as roscas de parafusos são feitas conforme a regra da mão direita, se nada em contrário for indicado. A norma de rosca American National (Unified) foi aprovada nos Estados Unidos e na Grã-Bretanha para uso em todos os parafusos rosqueados padronizados. Os parafusos protéticos utilizados na implantodontia possuem roscas simétricas com ângulo de rosca de 60°, com um filete arredondado na raiz da rosca externa e o diâmetro menor acrescido de ambas as roscas interna e

externa. Esse perfil é especialmente útil quando alta resistência de fadiga é requerida (SHIGLEY *et al.*, 2005).

A terminologia básica utilizada para roscas de parafusos é mostrada na Figura 1.

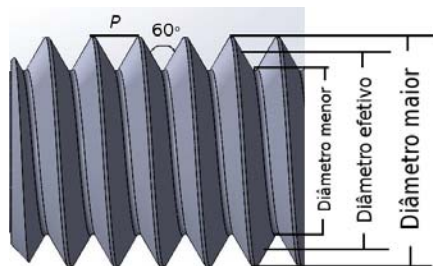


Figura 1 - Terminologia de roscas de um parafuso.

Fonte: Shigley et al. (2005).

- d = o diâmetro maior da rosca do parafuso protético;
- d_1 = o diâmetro menor da rosca do parafuso protético;
- d_2 = o diâmetro efetivo da rosca do parafuso protético;
- P = Passo, é a distância entre as cristas de rosca medidas paralelamente ao eixo de rosca ;
- 60° = ângulo do perfil da rosca (SHIGLEY *et al.*, 2005)

Na Implantodontia, para que a prótese mantenha-se retida a longo prazo sobre o implante aplica-se um torque de apertamento sobre o pilar sólido ou sobre o parafuso protético acompanhado de um pilar, onde a retenção é mantida através da pré-carga que é criada quando ocorre a fricção das roscas externas do componente com as roscas internas do implante agindo como se fosse uma mola dura. Conforme o torque de apertamento é aplicado esta mola se alonga e coloca a haste e as roscas

sob tensão. A recuperação elástica do parafuso cria uma força de aperto tracionando o implante e o componente protético juntos. Este valor de pré-carga é considerado ótimo quando está dentro do intervalo elástico do material. Nesse valor ótimo, o parafuso do pilar recebe toda a carga externa aplicada às peças apertadas, onde o parafuso é considerado protegido contra a força de aplicações externas, desde que estas cargas externas não excedam o valor de pré-carga (LANG *et al.*, 2003; NASCIMENTO JR., 2003).

Quando as carga externas excedem o valor de pré-carga, a consequência será o afrouxamento do parafuso protético. Porém, a natureza do afrouxamento e deslocamento do parafuso do pilar é complexa, pois envolve fadiga cíclica, fluídos, e uma variedade de padrões de mastigação e carregamentos (KITAGAWA *et al.*, 2005).

Mesmo quando a força gerada no parafuso protético pela aplicação de uma pré-carga é maior que as forças de origem mastigatória, é este componente do complexo implantar é que acaba absorvendo toda a força resultante. Esta situação resulta no afrouxamento do parafuso protético devido à perda da pré-carga, e, caso não se detecte, levará a uma fratura por fadiga. Sendo que, o parafuso protético irá falhar para proteger o restante do complexo implantar (BARBOSA, 2006).

O valor ideal estabelecido pela pré-carga é de 60% a 75% do limite de escoamento do parafuso, dado pelo módulo de elasticidade do material constituinte no diagrama de tensões/deformações. Quando uma tensão atinge o limite do comportamento linear do material, sendo designada como tensão limite de proporcionalidade, ela se aproxima de romper o limite de elasticidade, sendo considerada tensão limite elástica

ou tensão de cedência. A extensão causada pelo carregamento é elástico até um determinado ponto, após o qual as deformações elásticas cedem lugar para as deformações plásticas, iniciando-se assim a fase plástica do material onde ocorrem deformações permanentes no parafuso ou nos elementos que compõem a junta. Essas deformações geram afrouxamento do parafuso e, se as tensões ultrapassarem o limite de resistência do material, ocorre a ruptura que é a falha completa do sistema (GUDA *et al.*, 2008; JORGE e DINIS, 2004; NASCIMENTO JR., 2003).

Geralmente, quando o torque é aplicado à parafusos novos, após os 10 primeiros ciclos de torque e destorque, energia é gasta na suavização das irregularidades das superfícies em contato reduzindo os valores de torque reverso, e na Implantodontia durante a fase cirúrgica, protética, e de manutenção, facilmente o parafuso excede os 10 ciclos de torque e destorque, e poderia exceder os 19 ciclos durante a utilização da prótese sobre implante. Através do Microscópio Eletrônico de Varredura (MEV) se comprovou que as alterações da morfologia dos implantes são menores que as dos parafusos protéticos, sugerindo que a dureza da liga metálica do implante é maior que a dureza da liga metálica do parafuso protético (GUZAITIS *et al.*, 2011).

A medida de rigidez de um material sólido é definida pelo *módulo de Young ou módulo de elasticidade (E)*, sendo que este somente define a deformação longitudinal. O material que possui propriedades elásticas ao ser tensionado com uma força de tração sofre uma deformação transversal proporcional à deformação longitudinal resultante, sendo chamada esta razão de *Coefficiente de Poisson (ν)*. Caso a tensão à tração aplicada no material supere a deformação elástica, este

começa a se deformar plasticamente sendo considerado *Limite de Escoamento* (S_y). Durante a deformação plástica, a tensão necessária para continuar a deformar um metal aumenta até um ponto máximo, chamado de *Limite de Resistência à Tração* ou *Tensão de Ruptura* (S_u), no qual a tensão é a máxima na curva tensão-deformação de engenharia. Quando a curva tensão-deformação deixa de ser linear, em metais que possuem transição gradual entre o regime elástico para o plástico, este ponto é considerado *Limite de Proporcionalidade* ou *Tensão Limite-Elasticidade*. Porém, é difícil determinar esse ponto precisamente, sendo assim criada a convenção na qual é construída uma linha reta paralela à porção elástica, passando pela deformação de 0,2% da deformação total (JORGE e DINIS, 2004; PEIXOTO, 2011).

2.4. Método de Elementos Finitos (MEF)

2.4.1. Definição

Há mais de dois mil anos, filósofos gregos já haviam elaborado teorias nas quais supunham que todos os sólidos eram formados por inúmeras partículas, assim, Leucipo e Demócrito estabeleceram que tudo era constituído por um número infinitamente grande de partículas denominadas pelo último de átomos. Com o decorrer do tempo, vários autores buscaram formas de discretizar a figura contínua para facilitar certos cálculos, assim, esses métodos que originaram a análise matricial, embora considerem o meio contínuo discretizado por elementos com propriedades de rigidez e elasticidade conhecidas, não apresentam o aspecto conceitual implícito no MEF (ASSAN, 2003).

Antes da existência das interfaces gráficas na Engenharia Auxiliada por Computador (CAE), a geração da malha de elementos finitos era um processo muito trabalhoso. O engenheiro preparava no papel o desenho do modelo estrutural. Após todos os nós e elementos serem desenhados e numerados manualmente, as forças aplicadas serem definidas com as respectivas regiões de aplicação, e os pontos de vinculação representados no modelo, preparava-se a entrada de dados no programa do computador. Os nós eram definidos por intermédio da entrada direta das suas coordenadas x , y , z . A entrada dos elementos também era manual. Conceitualmente, os requisitos para preparar a malha de Elementos finitos não mudaram, após entender o problema físico que se pretende simular, tendo em posse a biblioteca de elementos do programa em Elementos Finitos, deve-se escolher trecho a trecho do modelo os melhores elementos que traduzem o comportamento real naquela região. Assim, será estabelecida a correspondência entre o fato real e o modelo de análise, região por região (ALVES FILHO, 2007).

No MEF são calculados somente os deslocamentos de alguns pontos, que são os nós do modelo, porém, julgamos que o número de pontos escolhidos é suficiente para representar o deslocamento do conjunto de forma aproximada. A configuração deformada da estrutura é determinada pelos deslocamentos dos nós, qualquer que seja a forma da estrutura e o tipo de carregamento. A partir disso é possível determinar os esforços internos, as tensões, e avaliar a resistência da estrutura objeto de análise. Dois aspectos são as características básicas do MEF: a malha de elementos finitos; e a escolha do elemento apropriado para modelar uma situação física. A escolha do tipo e tamanho dos elementos depende do conhecimento das propriedades do elemento escolhido para a

representação do problema, tais como espessuras, módulo de elasticidade, coeficiente de *Poisson*, densidade de massa etc. Conhecendo o carregamento atuante na forma de forças, pressão, cargas gravitacionais e as condições de fixação da estrutura, pode-se determinar as regiões mais solicitadas dos componentes, estabelecendo-se previsões a respeito do seu comportamento (ALVES FILHO, 2007).

Os *softwares* de Elementos Finitos oferecem uma Biblioteca de Elementos do Programa, cada um tentando representar um diferente comportamento físico conhecido da Mecânica Estrutural (estado plano de tensões, placas, cascas, membranas, sólidos, etc.). Nas estruturas reais temos muitos componentes de deslocamento e muitos componentes de rigidez, por isso a montagem do modelo deve considerar a forma que os elementos são arranjados na estrutura e como são conectados entre si, representando a partir da rigidez de cada elemento a rigidez do conjunto. As condições de apoio devem ser especificadas, analisando-se na estrutura real como ela está fixada. Pela restrição de uma estrutura e a aplicação de uma força neste objeto, é possível determinar a sua deformação pelo cálculo dos deslocamentos nodais, onde temos o movimento relativo entre dois nós de cada elemento. A partir disso pode-se calcular a força interna e como consequência as tensões (ALVES FILHO, 2007).

2.4.2. Método de Elementos Finitos na Implantodontia

O MEF tem sido amplamente utilizado na odontologia para avaliação do desenho do implante dental e de seus componentes e oferece o potencial de avaliar e aperfeiçoar o desenho deste sem precisar

passar pelos riscos e despesas de uma implantação. Além disso, oferece várias vantagens como: representação de geometrias complexas, fácil modificação do modelo e representação dos estresses internos de todas as estruturas selecionadas (LAVERNIA *et al.*, 1981), e quanto bem gerenciado permite um maior controle das variáveis relacionadas ao experimento, facilitando a análise dos resultados (FREITAS-JÚNIOR *et al.*, 2007).

Geng e colaboradores realizaram uma revisão de literatura sobre as aplicações da MEF na implantodontia e analisaram os resultados encontrados nas relações na interface osso-implante, conexão implante-prótese e múltiplos implantes-próteses. Vários autores analisaram a conexão implante-prótese, onde concluíram que quando o parafuso protético de ouro foi fixado no implante, a força de aperto sobre este foi aumentada às custas da diminuição da força de aperto na interface do parafuso protético-abutment em 50%, onde as máximas tensões de tração no parafuso de fixação após a aplicação da pré-carga chegaram a menos que 55% da tensão de escoamento. Além disso, próteses com alto módulo de elasticidade são recomendadas para evitar a deflexão da superestrutura protética e a concentração de estresses no parafuso de fixação (GENG *et al.*, 2001).

Kitagawa e colaboradores utilizaram a análise dinâmica não-linear para comparar um implante Cone-Morse (CM) e um implante Hexágono Externo (HE). Para o torque dos parafusos protéticos, os modelos de CM e HE foram definidos, respectivamente, com um torque de 20N e 32N. Após, 5 forças de carregamento foram aplicadas na superfície oclusal dos implantes dentários, quando a força foi aplicada na oclusal o CM teve um movimento menor quando comparada com o HE,

além disso, o primeiro teve um movimento em direção à raiz em cada carregamento, enquanto o segundo teve um mínimo movimento em direção à coroa. No carregamento horizontal foi encontrada uma movimentação, em média, 4 vezes maior do HE comparado ao CM (KITAGAWA *et al.*, 2005).

Em uma simulação de computador da vida de fadiga de implantes foram utilizados cálculos de fadiga e após, para a análise geral de tensão-deformação, as características isotrópicas, não-linear e elástico-plástico dos modelos dos materiais foram levadas em conta. Através disso, o autor pode verificar nos cálculos as observações experimentais, provando o caráter de falha final por fadiga do parafuso do implante (WIERSZYCKI *et al.*, 2006).

O pesquisador Barbosa verificou em seu estudo que a força gerada no parafuso protético pela aplicação de uma pré-carga é maior que as forças de origem mastigatória, porém este componente do complexo implantar é que acaba absorvendo toda a força resultante. Nas possibilidades analisadas (parafuso protético de ouro com cilindro de ouro, parafuso protético de ouro com cilindro de níquel-cromo, parafuso protético de titânio com cilindro de ouro, parafuso protético de titânio com cilindro de níquel-cromo) este mesmo resultado foi encontrado. Esta situação levará ao afrouxamento do parafuso protético devido à perda da pré-carga, e, caso não se detecte, uma fratura por fadiga irá ocorrer. Porém, não se deve esquecer que este parafuso, quando sobrecarregado, irá falhar para proteger o restante do complexo implantar (BARBOSA, 2006).

Para avaliar um desenho do implante HE com parafuso protético com liga de ouro e abutment, Guda e colaboradores utilizaram o

software de elementos finitos para determinar a probabilidade de obter valores desejados de pré-carga e identificar variáveis que podem afetar esta força. Concluíram que, quando utilizado um lubrificante, a probabilidade de obter-se uma pré-carga dentro do intervalo desejado foi maior nesta situação do que quando utilizado um componente sem lubrificação. Além disso, nas simulações realizadas, as tensões de pico foram observadas na faixa entre a cabeça e a haste do parafuso do pilar e na raiz dos primeiros filetes da rosca (GUDA *et al.*, 2008).

Utilizando análise de elementos finitos e estudo *in vitro*, Freitas-Júnior e colaboradores avaliaram a tensão de carga no conjunto implante/abutment/parafuso protético com uma coroa total metálica cimentada sobre um implante HE com plataforma regular e outro com plataforma switching, assim como sobre um Implante HI com plataforma regular e outro com plataforma switching. No teste *in vitro*, os espécimes foram testados para uma missão de 50.000 ciclos carregados em 210N e 300N para comparação dos grupos. Como resultado todos os parafusos protéticos fraturaram em todos os grupos, além disso nos implantes HI, tanto plataforma regular como plataforma switching, a fratura também ocorreu em todos os abutment, não ocorrendo em nenhum dos grupos a fratura de implantes. A análise de elementos finitos mostrou que o estresse equivalente de Von Mises foi maior para o parafuso protético na região da 3ª rosca em todos os grupos, e a tensão no abutment foi maior nos 2 grupos plataforma switching na região lingual do colar cervical (FREITAS-JÚNIOR *et al.*, 2012).

Utilizando a análise de elementos finitos, Petris avaliou dois diferentes abutments do implante CM: munhão sólido e munhão com parafuso passante, utilizando força de pré-carga e força oblíqua. Quando

avaliado somente a força de pré-carga, nenhum dos dois modelos apresentou valores acima da tensão de escoamento para os materiais envolvidos na análise, porém, os valores de tensão se aproximaram da plastificação do material em alguns pontos nas roscas mais profundas. Em ambos os modelos os primeiros filetes da rosca suportam a maior parte dos esforços. Comparando as tensões após o carregamento, observou que a simulação com parafuso passante apresentou menores valores de tensão nas roscas quando comparado ao modelo com munhão universal, no entanto, apresentou valores acima do limite de ruptura do material na região do pescoço cônico do parafuso (PETRIS, 2013).

Utilizando dois modelos 3D, sendo um composto por mini-pilar de duas peças (M1) e outro composto por um mini-pilar de uma peça (M2) sobre um implante HE colocado no osso mandibular, Moreira et al. simularam a restauração protética de um pré-molar com torque 20 N seguido de um carregamento oclusal. Os autores constataram que durante a aplicação da pré-carga, em ambos os modelos, não há transferência de tensão para a estrutura óssea. Além disso, no modelo M1 a máxima tensão encontrada foi na cabeça do parafuso de 874N, seguido por 280N encontrados nas duas roscas iniciais do parafuso do pilar e 210N na transição entre a cabeça e o corpo do parafuso. Enquanto isso no M2, a tensão máxima encontrada foi de 220N nas roscas iniciais do pilar, seguido pela tensão de 150N na transição entre a cabeça e o corpo do parafuso e também na plataforma e nas roscas iniciais do implante (MOREIRA *et al.*, 2013).

Para avaliar a distribuição de tensões sobre implantes HI com diferentes coeficientes de fricção (μ), Jörn et al. calcularam a pré-carga de um torque de 25Ncm utilizando μ de 0,2 (simulando um ambiente

lubrificado por saliva) até 0,5 (condição seca) em passos de 0,1. A seguir foi aplicada uma força de 200N inclinada em 30 graus em relação ao longo eixo do implante. Os autores puderam comprovar que, depois da aplicação da pré-carga, quanto menor o coeficiente de fricção maiores os picos de tensão encontrados. Como o contato entre as roscas do parafuso protético com o implante foram consideradas *Bonded* (coladas) para uma melhor avaliação das tensões no abutment e no implante, as tensões máximas foram encontradas no contato entre a base da cabeça do parafuso protético e a porção interna do abutment, onde os valores aproximados foram de 444MPa ($\mu = 0,2$), 311MPa ($\mu = 0,3$), 240MPa ($\mu = 0,4$). No implante, as tensões se localizaram principalmente na circunferência da plataforma e também foram reduzindo conforme era aumentado o coeficiente de fricção. Depois do carregamento, as maiores tensões se localizaram no pescoço do implante na porção oposta à aplicação da força, ultrapassando a tensão de escoamento do material. A região de uma possível deformação plástica aumentou conforme diminuía o coeficiente de fricção (JÖRN *et al.*, 2014).

Para avaliar a distribuição e a magnitude das tensões em osso perimplantar cortical, parafuso do pilar protético e parafuso protético, Geremia aplicou uma carga estática axial de 100N no cantiléver de próteses totais fixas implantossuportadas em função da inclinação e do número de implantes. O autor pode verificar que quando utilizados 4 e 5 implantes, mesmo quando o implante inclinado estava próximo do local de aplicação da carga, não foram encontradas alterações consideráveis nos picos máximos. Porém, quando utilizados 3 implantes os valores máximos foram numericamente maiores alcançando até 70% de aumento. Quando utilizados implantes inclinados, o aumento das tensões

máximas no local próximo a carga superou 100%. A magnitude das tensões nos parafusos protéticos adjacentes à carga não foram influenciados pelo número de implantes quando utilizados implantes paralelos, porém a inclinação dos implantes posteriores levou a um aumento significativo das tensões no parafuso protético próximo à carga (GEREMIA, 2014).

Com o objetivo de comparar a manutenção da pré-carga, tensões e movimentações dos componentes de uma prótese parcial fixa de três elementos cimentada (PFC) e outra parafusada (PFP), Silva et al. utilizou modelos 3D de implante de Hexágono Interno (HI) e seus componentes. Para ambos os modelos utilizou uma coroa cerâmica com infraestrutura de ouro, porém para a coroa cimentada simulou uma camada de 25 μ m de fosfato de zinco. A seguir, simulou uma torção de 35Ncm, sendo assim calculado o pré-torque e após realizado carregamento vertical e oblíquo de 100N. Após o aperto do parafuso, as tensões se distribuíram em todo o pescoço liso acima das roscas, nas roscas, e na base da cabeça do parafuso, em que o pilar é comprimido para dentro do implante. Nas roscas, houve uma distribuição de tensões intercalada, com áreas de alta tensão seguido de áreas de baixa tensão, principalmente nas raízes das roscas iniciais. Após o carregamento, percebeu-se que os maiores deslocamentos ocorreram na prótese parafusada, significando que quando utilizado este tratamento existem maiores riscos de afrouxamento e fratura do que quando utilizado um tratamento cimentado (SILVA *et al.*, 2014).

3. PROPOSIÇÃO

O objetivo do presente trabalho é comparar e analisar a distribuição de tensões nos parafusos protéticos de implantes hexágono externo e cone morse utilizando a análise não-linear do método de elementos finitos .

Objetivos específicos:

- Comparar quantitativamente a distribuição das tensões geradas pela simulação da pré-carga sobre os parafusos protéticos de dois modelos de implantes com seus respectivos pilares.
- Comparar a força de pré-carga utilizando o torque recomendado de 30Ncm para HE e 20Ncm para CM pelo fabricante com valores de torque 10Ncm mais elevados.

Testar as hipóteses:

- Hipótese 1 - os parafusos protéticos da linha CM apresentam menores valores de tensão que os parafusos da linha HE.
- Hipótese 2 - os valores recomendados pelo fabricante não se aproximam do limite de escoamento do material, enquanto os valores de torque mais elevados ultrapassam-no.

4. MATERIAIS E MÉTODOS

Os modelos de estudo foram modificados utilizando um programa modelador 3D, e com posse desses dados foi realizada a transferência das informações para o *software* de elementos finitos, onde o ensaio mecânico no ambiente virtual foi realizado de forma que pudesse representar adequadamente o que acontece em uma situação real.

Todo o trabalho de modelagem geométrica, simulação de forças e análise das tensões foi realizado em um microcomputador (Intel® Core™ i7-3770 CPU @ 3.40GHz, 8GB de memória RAM) com o sistema Windows 7 instalado.

4.1. Construção dos modelos tridimensionais

Os desenhos 3D para o *software* CAD (Computed Aided System) dos componentes foram cedidos pela empresa DSP Biomedical® (Campo Largo, PR, Brasil), e foram divididos nos seguintes modelos:

- MHE – modelo do Implante HE, pilar e parafuso protético;
- MCM – modelo do Implante CM, pilar e parafuso protético.

Como referência no MHE foi utilizado o implante HE standard com torque interno (DSP Biomedical®) 3,75 x 7mm com plataforma de 4,1mm de diâmetro; Pilar UCLA titânio antirrotacional acompanhado do parafuso protético (DSP Biomedical®); enquanto para o MCM foi

utilizado o implante CM indexado Soulfite® (DSP Biomedical®) 3,75 x 7mm com plataforma switching de 2mm de diâmetro; Pilar UCLA de titânio (DSP Biomedical®) não indexado, com altura 0,35 e perfil de 4,8mm como mostra a Figura 2.

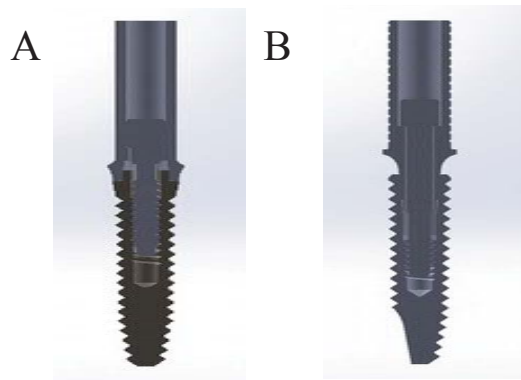


Figura 2 – Montagem dos modelos 3D: (A) MHE e (B) MCM.

Utilizando a versão 2014 do programa modelador 3D SolidWorks® (Dassault Systèmes S.A., Vélizy-Villacoublay, França), algumas simplificações foram realizadas na estrutura dos componentes, pois o excesso de informações faria com que o computador fosse sobrecarregado tornando o trabalho mais lento, além do risco de haver leituras erradas das tensões nas áreas desejadas no programa de elementos finitos. Foram realizadas as seguintes simplificações:

- Remoção dos sulcos da UCLA, tanto HE como CM (Figura 3) - utilizando a vista superior do pilar, na opção Esboço, em círculo, foi selecionado o ponto central do diâmetro da UCLA e criado um círculo de mesmo diâmetro da superfície externa do componente. Após, foi criado um novo círculo com um diâmetro um pouco menor que o anteriormente

criado. Com a opção Ressalto/Base Extrudato, foi realizada a extrusão desses dois círculos até a superfície do pilar.

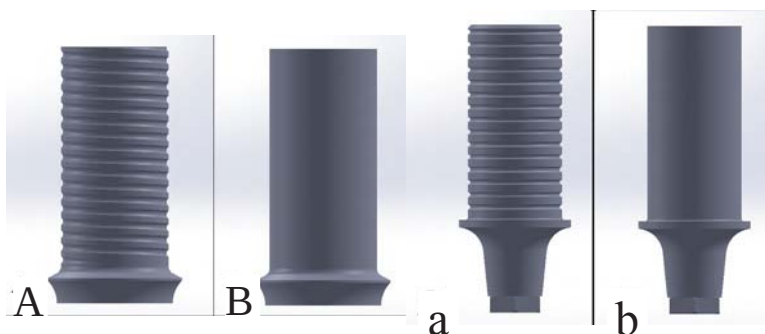


Figura 3 - (A) Sulcos da UCLA HE, (B) Remoção dos sulcos.
(a) Sulcos da UCLA CM, (b) Remoção dos sulcos.

- Remoção do corte quadrangular na cabeça do parafuso protético para implante HE (Figura 4) - utilizando a vista superior do componente, na opção Esboço, em Converter Entidades, foram selecionadas as três arestas que formam um triângulo em cada um dos quatro cantos do corte quadricular. A seguir, com o Ressalto/Base Extrudato, foi realizada a extrusão até a superfície. Após, com a opção esboço novamente, foi esboçado um círculo central com a dimensão do corte circular no centro da cabeça do parafuso protético, a seguir foi realizada uma extrusão deste círculo esboçado até a superfície.

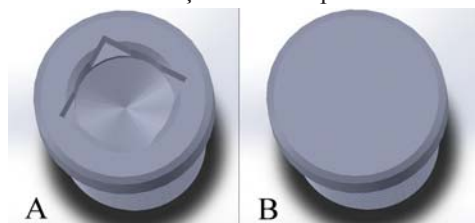


Figura 4 - (A) Corte quadrangular na cabeça do parafuso protético HE,
(B) Remoção do encaixe quadrangular.

- Remoção do corte hexagonal na cabeça do parafuso protético para implante CM (Figura 5) - utilizando a vista superior do componente, na opção Esboço, em Converter Entidades, foram selecionadas as três arestas que formam um triângulo em cada um dos seis cantos do corte hexagonal, e com o Ressalto/Base Extrudato foi realizada a extrusão até a superfície. Após, com a opção esboço novamente, foi esboçado um círculo central com a dimensão do corte circular no centro da cabeça do parafuso protético, a seguir foi realizada uma extrusão deste círculo esboçado até a superfície.

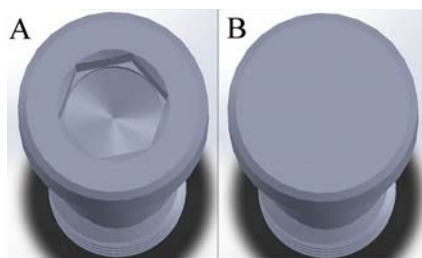


Figura 5 - (A) Corte hexagonal parafuso protético CM, (B) Remoção do encaixe.

Para criar relações fixas entre os três componentes do MHE, foram estabelecidos alguns posicionamentos (Figura 6 à Figura 10):

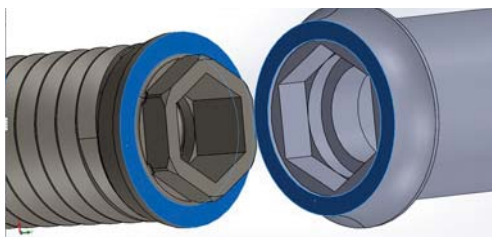


Figura 6 - Relação coincidente entre a face inferior da UCLA e face superior da plataforma do implante HE.

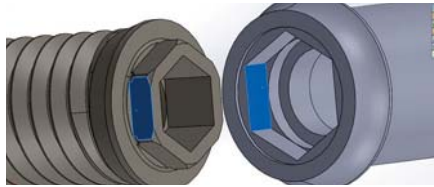


Figura 7 - Relação coincidente entre uma das faces externas do hexágono do implante e uma das faces internas do hexágono da UCLA.

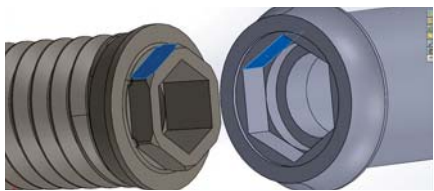


Figura 8 - Relação coincidente entre a face externa do hexágono do implante localizada lateralmente à face selecionada anteriormente e a faces internas do hexágono da UCLA localizada lateralmente à anterior.

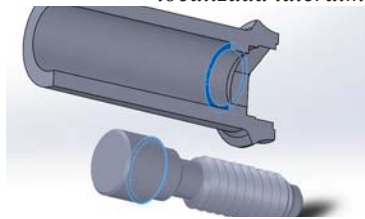


Figura 9 - Relação coincidente entre a face circular que está na porção superior dentro da UCLA e a base da cabeça do parafuso protético.



Figura 10 - Relação concêntrica entre as paredes laterais da cabeça do parafuso protético e as paredes internas da UCLA.

Da mesma forma, foram estabelecidas relações fixas entre os três componentes do modelo do implante CM (Figura 11 à Figura 14):

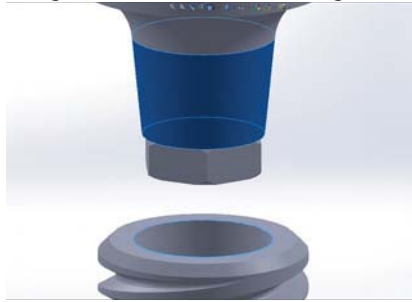


Figura 11 - Relação coincidente entre a face cônica da UCLA e a aresta interna da plataforma do implante.

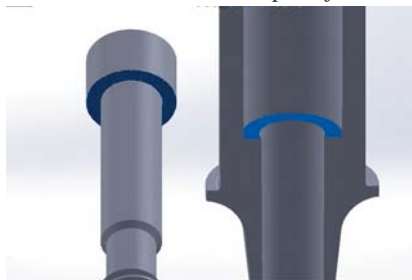


Figura 12 - Relação coincidente entre a face circular que está na porção superior dentro da UCLA e a base da cabeça do parafuso protético.

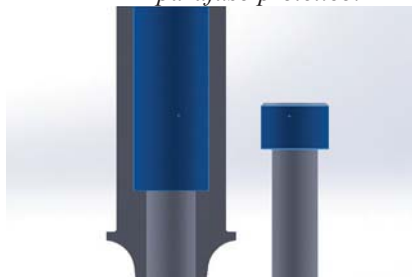


Figura 13 - Relação concêntrica entre as paredes laterais da cabeça do parafuso protético e as paredes internas da UCLA.

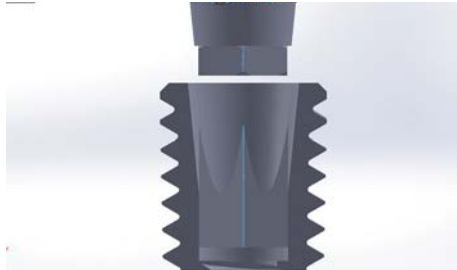


Figura 14 - Relação coincidente entre uma das arestas internas do implante CM e uma das arestas externas da base da UCLA.

Dessa forma, fixou-se as relações entre todos os componentes dos modelos MHE e MCM, sendo assim, possível transferir as montagens nas posições corretas e sem riscos de alterações dessas posições.

4.2. Simulação com o Método de Elementos Finitos

Após a modificação dos modelos de trabalho no software de modelagem 3D, passou-se para a fase de simulação numérica, onde com a versão 16 da plataforma ANSYS® Workbench (Canonsburg, Pennsylvania, Estados Unidos) as montagens foram simuladas.

Na página inicial do software de elementos finitos, foi criada uma nova simulação estática não-linear selecionando-se a opção *Static Structural* na barra *Analysis Systems*, sendo esta arrastada com o botão esquerdo do mouse para o local escolhido na área de projetos, aparecendo um retângulo vermelho, ao soltar o botão surge as opções de configuração do novo projeto (Figura 15).

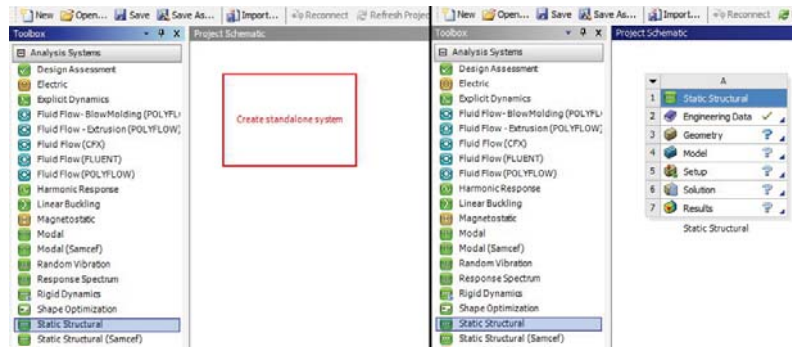


Figura 15 – Criação de uma nova simulação estática.

4.2.1. Propriedades físicas dos materiais

Após esse primeiro passo, dentro das opções da análise estática na área de projetos, foi acessado *Engineering Data* que contém um banco de dados com informações sobre os diversos metais utilizados para as simulações com elementos finitos. A partir disso, foi adicionado um novo material em *Add new material* (Figura 16) com as especificações que serão utilizadas para o Titânio tipo 4 comercialmente puro (Ti 4 CP) e a liga de Titânio Ti-6Al-4V como mostra a Tabela 1.

Tabela 1 - Propriedades do Ti 4 CP e da liga Ti-6Al-4V.

	Tensão de escoamento (σ_y) MPa	Densidade (kg/m^3)	Módulo de Elasticidade (E) MPa	Resistência à tração (S_{ut}) MPa	Coefficiente de Poisson (ν)
Ti 4	626	4500	104.000	737	0,37
Liga	860	4400	113.000	930	0,342

Fonte: Peixoto, (2016). Anusavice *et al.* (2013).

Material			Material		
Ti-4 CP			Ti-4 CP		
Ti-6Al-4V			Ti-6Al-4V		
Click here to add a new material			Click here to add a new material		
A			B		
Outline Row 3: Ti-4 CP			Outline Row 4: Ti-6Al-4V		
A	B		A	B	
Property	Value		Property	Value	
Density	4500	kg m ⁻³	Density	4400	kg m ⁻³
Isotropic Elasticity			Isotropic Elasticity		
Derive from	Young's Modul...		Derive from	Young's Modul...	
Young's Modulus	1,0E+05	MPa	Young's Modulus	1,1E+05	MPa
Poisson's Ratio	0,37		Poisson's Ratio	0,342	
Bulk Modulus	1,333E+11	Pa	Bulk Modulus	1,19E+11	Pa
Shear Modulus	3,795E+10	Pa	Shear Modulus	4,210E+10	Pa
Tensile Yield Strength	626	MPa	Tensile Yield Strength	860	MPa
Compressive Yield Strength	626	MPa	Compressive Yield Strength	860	MPa
Tensile Ultimate Strength	737	MPa	Tensile Ultimate Strength	930	MPa

Figura 16 – Criação dos materiais Ti 4 CP (A) e Ti-6Al-4V (B).

Com as propriedades dos materiais adicionados à biblioteca, passou-se para o passo seguinte que foi a importação dos modelos 3D para o software de elementos finitos. Para que pudessem ser adicionadas as montagens do implante HE e do implante CM foi copiada a análise estática criada anteriormente, havendo, dessa forma, dois projetos com os mesmos materiais em suas bibliotecas (Figura 17A). Após isso, em cada um dos projetos MHE e MCM foi acessado *Geometry* na lista de opções. Dentro de *DesignModeler*, na barra *File* e na opção *Import External Geometry File*, foi selecionada a montagem confeccionada no programa de modelagem 3D (Figura 17B).

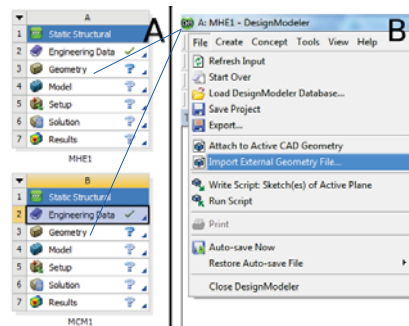


Figura 17 – (A) Cópias MHE e MCM. (B) Importação dos modelos 3D.

Após a finalização deste passo, retornou-se para a área de projetos e foi acessada a opção *Model*. Com a nova janela *Mechanical*, iniciou-se a configuração dos modelos para a simulação de elementos finitos. Na árvore *Model*, em *Geometry*, configurou-se cada um dos componentes selecionando-se o material que ele foi composto. Todos os materiais utilizados foram considerados como isotrópicos, homogêneos e linearmente elásticos. Os materiais adicionados na biblioteca de dados foram selecionados na opção *Material* → *Assignment* em cada um dos componentes, utilizando-se Ti 4 CP para o implante, e a liga Ti-6Al-4V para a UCLA e para o parafuso protético (Figura 18A, B e C)

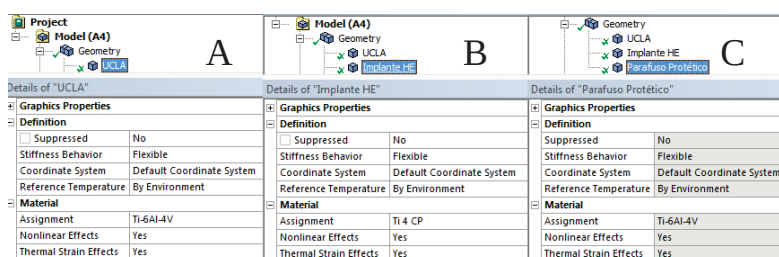


Figura 18 – (A) Material UCLA, (B) Implante e (C) Parafuso Protético.

4.2.2. Condições de contorno e geração da malha

Em *Connections*, foi selecionada a forma que os diferentes componentes entrarão em contato uns com os outros. O programa reconhece automaticamente os locais que terão contato (*Contacts*), mas podem ser adicionados novos ou mesmo modificar os contatos que o software reconheceu. Para o modelo MHE, foi considerado contato *Frictional* com Coeficiente de Atrito (μ) de 0,36 entre a Liga Ti-6Al-4V / Liga Ti-6Al-4V (ASM INTERNATIONAL, 1992) para base da cabeça

do parafuso protético e face interna da UCLA (Figura 19A), e *Friccional* $\mu = 0,43$ entre Liga Ti-6Al-4V / Ti 4 CP (ASM INTERNATIONAL, 1992) para o contato entre base da UCLA e plataforma do implante HE (Figura 19B), assim como para o contato entre as roscas internas do implante e as roscas parafuso protético (Figura 19C) (PEIXOTO, 2011).

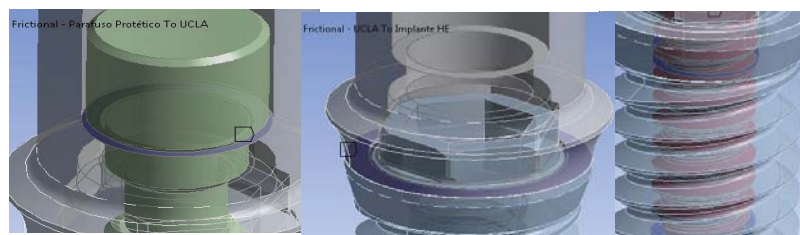


Figura 19 – contato *Frictional* entre os componentes do MHE.

Para o modelo MCM, considerou-se o tipo de contato *Frictional* entre todas as estruturas, porém utilizando-se $\mu = 0,43$ para o contato entre a laterais da base da UCLA e o pescoço interno do implante CM (Figura 20A), e entre as roscas internas do implante e as roscas externas do parafuso protético (Figura 20B); e $\mu = 0,36$ entre a base da cabeça do parafuso protético e a face interna da UCLA (Figura 20C) (PEIXOTO, 2011).

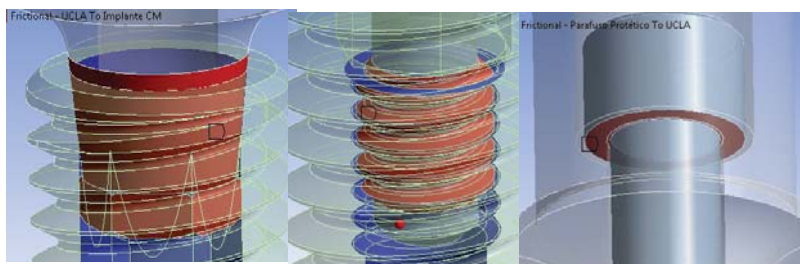


Figura 20 – contato *Frictional* entre os componentes do MCM.

Na opção *Mesh*, o software estima o tamanho de elemento global para o modelo, considerando seu volume, área de superfície e outros detalhes geométricos. O número de nós e elementos gerados depende da geometria e dimensões do modelo, especificações de contato, entre outras informações. Quando maior o tamanho de elemento mais rápido se obtém a solução, porém ela se torna menos precisa. Para uma solução mais precisa, um tamanho de elemento menor é necessário, porém torna-se mais demorado (SOLIDWORKS, 2016). Para a geração da malha dos modelos utilizou-se o elemento sólido tetraédrico quadrático (Figura 21). Selecionando-se os três componentes, e após em *Mesh* → *Insert* → *Method*, irá surgir *Patch Conforming Method* na árvore *Mesh*, após seleciona-se *Method* → *Tetrahedrons*. Este elemento tridimensional se adapta bem aos sólidos que apresentam superfícies curvas (MOREIRA, 2010).



Figura 21 – Elemento sólido tetraédrico.

Para melhorar a análise, verificou-se que seria necessário melhorar a configuração da malha, em *Relevance Center* selecionou-se *Medium*, em *Smoothing* → *Medium*, *Transition* → *Slow*, e *Span Angle Center* → *Medium*. Além disso, para as regiões de contato foi selecionado *Contact Sizing* e colocou-se 0,1mm o tamanho de malha para as 3 regiões. Podendo ser visualizada a malha finalizada dos modelos MHE e MCM na Figura 22.

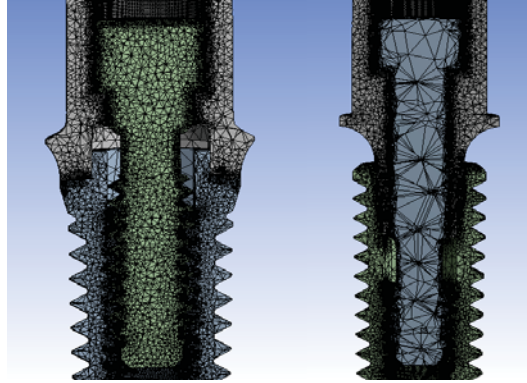


Figura 22 – Malha dos modelos (A) MHE e (B) MCM.

Na tabela 2 é apresentada a quantidade de nós e elementos gerados em cada um dos modelos.

Tabela 2 – Quantidade de nós e elementos dos modelos MHE e MCM.

	NÓS	ELEMENTOS
MHE	1250057	854831
MCM	1071584	642370

4.2.3. Carregamento dos modelos e análise

Utilizando-se o torque recomendado pelo fabricante de 20Ncm para o parafuso protético do implante CM e 30Ncm para o parafuso protético do implante HE, foi calculado o torque de pré-carga através do modelo Faulkner (Bickford, 1990):

$$F = \frac{T}{\left[\frac{p}{2\pi} + \frac{\mu_t \cdot r_t}{\cos \beta} + \mu_n \cdot r_n \right]}$$

Onde:

F = Força de pré-carga no parafuso;
 T = Torque aplicado no parafuso
 p = passo da rosca
 μ_t = coeficiente de atrito entre as roscas;
 μ_n = coeficiente de atrito entre a cabeça do parafuso e o implante;
 r_t = raio efetivo de contato na rosca;
 r_n = raio efetivo de contato entre o implante e a superfície superior da junta;
 β = metade do ângulo de hélice.

Como resultado, utilizando o torque recomendado pelo fabricante para o parafuso protético do implante CM de $T = 20$ Ncm chegou-se ao valor de $F = 229,71$ N (MCM1), e quando utilizado o torque de 10Ncm a mais do recomendado pelo fabricante $T = 30$ Ncm, encontrou-se o valor de $F = 344,57$ N (MCM2). Ao utilizar o torque recomendado pelo fabricante para o parafuso protético do implante HE de $T = 30$ Ncm, chegou-se ao valor de $F = 243,18$ N (MHE1), e quando utilizado o torque de 10Ncm a mais do recomendado $T = 40$ Ncm, encontrou-se o valor de $F = 324,24$ N (MHE2), como mostra a Tabela 3.

Tabela 3 – Valores de F para os modelos MHE e MCM.

MHE1	MHE2	MCM1	MCM2
243,18N	324,24N	229,71N	344,57N

Após os valores de pré-carga de ambos os modelos definidos, na árvore do modelo do programa ANSYS, em *Static Structural* é definido como os modelos se comportarão na análise. Para isso, na barra

Environment, na opção *Load* é selecionado o carregamento que os modelos sofrerão. Para o estudo deseja-se simular a tensão que o parafuso protético sofre no ambiente real quando é aplicada a pré-carga, para isso foi selecionada a opção *Bolt Pretension*, onde a área acima da face selecionada do parafuso protético sofrerá uma compressão e na área abaixo da face escolhida sofrerá uma tensão de tração. Dentro de *Bolt Pretension* para o local de aplicação da força deve ser selecionada uma face cilíndrica (Figura 23). Após, em *Load* é acrescentado os valores para pré-carga calculados anteriormente para cada um dos modelos.

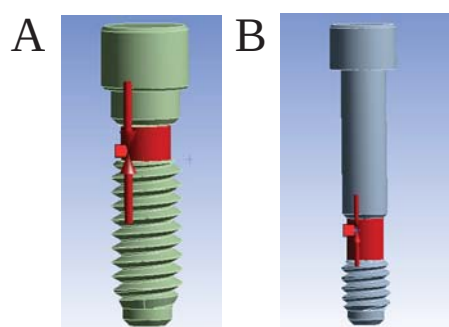


Figura 23 - Área de aplicação do *Bolt Pretension* (A) MHE e (B) MCM.

Após o carregamento definido, em *Support*, foi selecionada a opção *Fixed Support*, e os locais selecionados foram todas as roscas externas do implante para restringir o modelo, simulando um implante osseointegrado, não havendo assim qualquer movimentação deste durante a aplicação da força sobre o parafuso protético.

Após todas as configurações do modelo definidas, em *Solution* → *Stress* → *Equivalent (von-Mises)*, foi selecionada esta opção para se avaliar a Tensão Equivalente de Von Mises. Após, rodou-se a solução, utilizando-se *Solution Information* para verificar o andamento da análise,

sendo que em *Solution Output* é possível escolher, entre outras opções, *Solver Output* para uma avaliação detalhada de possíveis erros de contato, falta de memória do computador e outros erros que possam surgir, ou *Force Convergence* para avaliar a convergência de forças, que é um item necessário para que os cálculos sejam finalizados. Após isso, avaliou-se a distribuição das tensões entre os contatos escolhidos, assim como comparou-se as tensões induzidas pela aplicação de pré-carga entre os diferentes modelos.

5. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Com o desenvolvimento dos implantes contemporâneos por Per-Ingvar Brånemark as falhas de origem biológica foram praticamente sanadas, porém as questões envolvendo as falhas biomecânicas ainda não foram totalmente resolvidas, como visto pelas pesquisas sobre fratura e afrouxamento de parafusos protéticos. Este trabalho teve como objetivo comparar e analisar a distribuição de tensões nos parafusos protéticos no modelo do implante hexágono externo (MHE) e implante cone morse (MCM) utilizando o método de elementos finitos em duas situações distintas: aplicando o torque recomendado pelo fabricante, e aplicando 10Ncm acima do recomendado.

A fratura de parafusos protéticos utilizados para fixar restaurações implantossuportadas é uma complicação que requer tratamento altamente complexo. A compreensão de como as tensões se distribuem no material do parafuso protético em diferentes situações pode favorecer a prática da implantodontia.

O método de elementos finitos foi escolhido para esta análise comparativa devido à sua capacidade de permitir analisar os diversos tipos de tensões internas e externas entre os variados contatos que existem entre os componentes, onde por outros métodos, muitas vezes, se torna incompreensível o entendimento da distribuição de tensões que ocorrem internamente em um sistema de componentes.

5.1. Distribuição de tensões no modelo MHE

Para a avaliação das tensões no modelo MHE foram propostos dois torques de valores diferentes, 30 Ncm como recomendado pelo fabricante e 40Ncm que é 10Ncm acima do recomendado. Dessa forma, foi aplicada a fórmula de Bickford para se revelar o valor de pré-carga para cada um dos casos, chegando-se aos valores de 243,18N e 324,24N, respectivamente.

Devido à similaridade entre os desenhos MHE1 e MHE2, é possível perceber nas figuras 24, 25, 26 e 27 que a localização da tensão máxima, assim como a localização das tensões menores situou-se nos mesmos locais, porém a diferença entre elas é que a intensidade das tensões foi maior no MHE2 resultante da utilização de uma pré-carga maior.

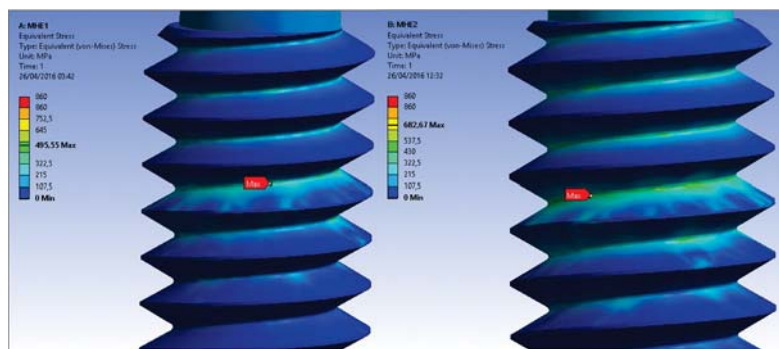


Figura 24 – Tensões máximas dos modelos MHE1 e MHE2, de 495 N e de 682 N, respectivamente.

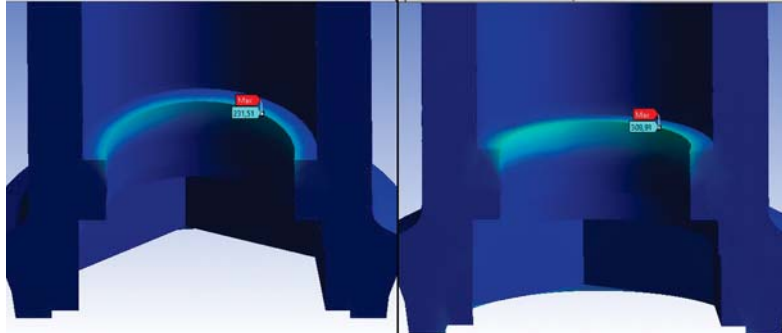


Figura 25 – Tensões máximas na UCLA de 231 N e de 308 N, respectivamente.

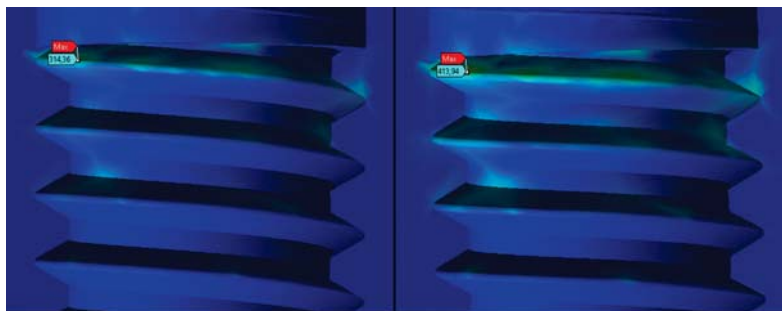


Figura 26 – Tensões máximas no implante de 314 N e de 413 N, respectivamente.

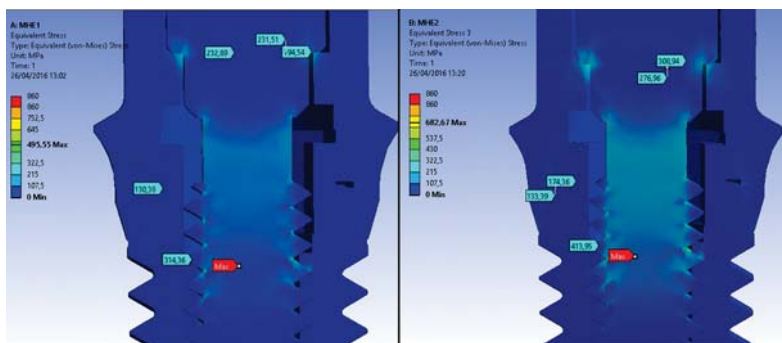


Figura 27 – Distribuição de tensões dos modelos MHE1 e MHE2.

Os valores máximos encontrados em cada um dos contatos entre os componentes podem ser visualizados na tabela 4.

Tabela 4 – Valores máximos das simulações MHE1 e MHE2.

Região	MHE1 (N)	MHE2 (N)
Roscas do parafuso protético	495,55 ^b	682,67 ^a
Roscas internas do implante	314,36 ^b	413,94 ^a
Base da cabeça do parafuso protético	232,89 ^b	276,35 ^a
Face interna da UCLA	231,51 ^b	308,91 ^a
Base da UCLA	130,38 ^b	174,14 ^a
Plataforma do implante	99,71 ^b	133,19 ^a

^a representa valores mais altos de tensão

^b representa valores mais baixos de tensão

Como pode ser visualizado na tabela 4, a intensidade das tensões em todos os contatos foi maior no MHE2 resultante da utilização de uma pré-carga maior. Além disso, sabendo-se que o limite de escoamento do material Ti 4 é de 626N e da liga Ti-6Al-4V é de 860N, e sendo que as tensões máximas encontradas nos modelos MHE1 e MHE2 foram, respectivamente, de 495 N e 682 N no parafuso protético e 314 N e 413 N no implante; é possível concluir que tanto as tensões encontradas no modelo MHE1 como do modelo MHE2 não ultrapassaram os valores de escoamento dos materiais, confirmando parcialmente a segunda hipótese do estudo de que a utilização do torque recomendado pelo fabricante não ultrapassaria a tensão de escoamento dos materiais, enquanto o torque 10Ncm maiores que o recomendado pelo fabricante ultrapassaria.

Como pode-se observar na Figura 24 e 27, tanto no modelo MHE1 como no modelo MHE2, quando aplicada a força de pré-carga a tensão máxima localizou-se na raiz da rosca localizada entre o 4º e o 5º

filete do parafuso protético, em razão do contato entre este componente e o implante iniciar-se no 4º filete do parafuso protético, resultando em uma maior tensão nessa região. Isso ocorre porque o torque de aperto pode alongar principalmente o parafuso em vez de deformar o implante devido à interface dos pontos de contato inicial entre eles, gerando tensões de pré-carga sobre parafuso protético em vez de ocorrer na estrutura (HASAN *et al.*, 2015). Ao causar alterações menores na morfologia dos implantes do que nos parafusos protéticos, conclui-se que a dureza da liga metálica do implante é maior que a dureza da liga metálica do parafuso protético (GUZAITIS *et al.*, 2011).

O comportamento da distribuição de tensões nos dois modelos do implante HE concorda com outros estudos onde foi avaliada a pré-carga neste tipo de implantes, de forma que as tensões máximas von Mises foram observadas na raiz dos primeiros filetes que entram em contato com este desenho implante (GUDA *et al.*, 2008; MOREIRA *et al.*, 2013; WANG *et al.*, 2009).

É importante ressaltar que, como as relações entre parafusos são relações friccionais, além de existir carregamento cíclico e vibração, a tendência é que os parafusos percam tensão com o decorrer do tempo. Por isso quanto maior a tensão presente melhor, porém dentro do limite tolerável pelo material do componente. De forma que a pré-carga ótima, força necessária para se obter a proteção da junta implante/parafuso protético contra a sobrecarga e para maximizar a vida de fadiga do parafuso, se localiza entre 60% (SHIGLEY *et al.*, 2015) e 75% do limite de escoamento do material (LANG *et al.*, 2003).

Neste estudo foi utilizada a tensão de escoamento de 860 N para o parafuso protético, onde a pré-carga ótima estaria entre 516-645 N.

Dessa forma, a tensão máxima de 495 N encontrada no modelo MHE1 está próxima do valor ótimo, porém quando observado o modelo MHE2 é possível verificar que a tensão máxima de 682 N ultrapassa a margem ótima de pré-carga. Concluindo que a utilização de 10Ncm acima do recomendado pelo fabricante pode se tornar prejudicial para o material, podendo afetar a pré-tensão desejada, assim como, reduzir a resistência à fadiga do componente mesmo estando abaixo do limite de escoamento do material do parafuso. Porém, no estudo in vitro com implantes HE realizado por Doolabh et al. (2014), eles puderam verificar que a utilização de um torque de 40 Ncm (25% acima dos 32Ncm recomendados pelo fabricante) pode ser utilizado com segurança para garantir um pré-torque mais elevado.

5.2. Distribuição de tensões no modelo MCM

Para a avaliação das tensões no modelo MCM foram propostos dois torques de valores diferentes, 20Ncm como recomendado pelo fabricante e 30Ncm que é 10Ncm acima do recomendado. Dessa forma, foi aplicada a fórmula de Bickford para se revelar o valor de pré-carga para cada um dos casos, chegando-se aos valores de 229,71N e 344,57N, respectivamente.

Devido à similaridade entre os desenhos MCM1 e MCM2, é possível perceber nas figuras 28, 29, 30 e 31 que a localização da tensão máxima, assim como a localização das tensões menores situou-se nos mesmos locais, porém, a diferença entre elas é que a intensidade das tensões foi maior no MCM2 resultante da utilização de uma pré-carga maior.

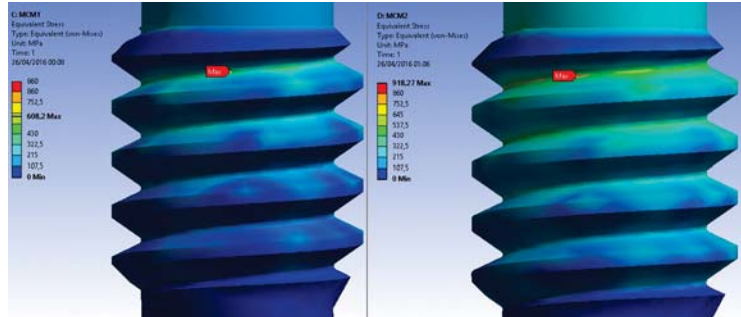


Figura 28 – Tensões máximas dos modelos MCM1 e MCM2, de 608 N e de 918 N, respectivamente.



Figura 29 – Tensões máximas na UCLA de 164 N e de 234 N, respectivamente.

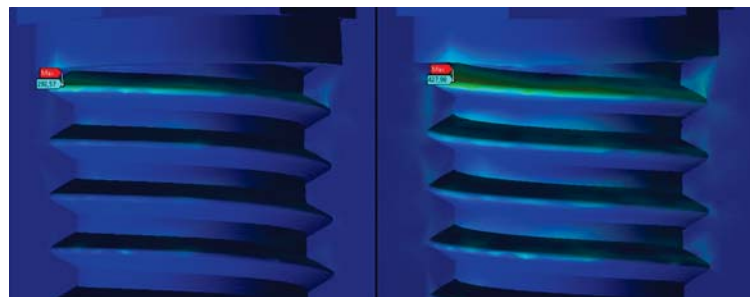


Figura 30 – Tensões máximas no implante de 292 N e de 427 N, respectivamente.

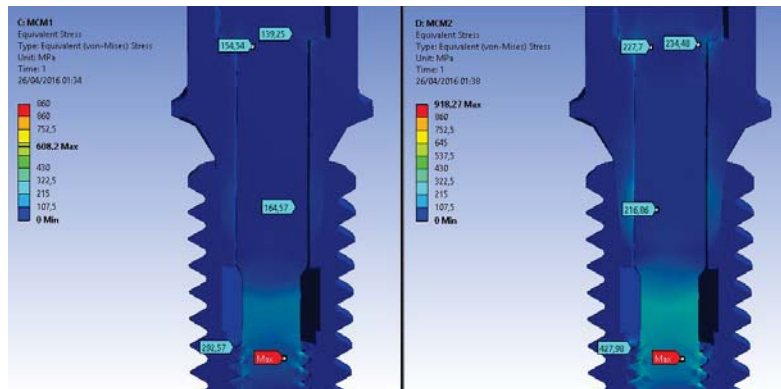


Figura 31 – Distribuição de tensões dos modelos MCM1 e MCM2.

Os valores máximos encontrados em cada um dos contatos entre os componentes podem ser visualizados na tabela 5.

Tabela 5 – Valores máximos das simulações MCM1 e MCM2.

Região	MCM1 (N)	MCM2 (N)
Roscas do parafuso protético	608,2 ^b	918,27 ^a
Roscas internas do implante	297,57 ^b	427,98 ^a
Base da cabeça do parafuso protético	154,54 ^b	227,7 ^a
Face interna da UCLA	139,25 ^b	234,48 ^a
Base da UCLA	164,57 ^b	216,86 ^a
Plataforma do implante	76,61 ^b	107,61 ^a

^a representa valores mais altos de tensão

^b representa valores mais baixos de tensão

Como pode ser visualizado na tabela 5, a intensidade das tensões em todos os contatos foi maior no MCM2 resultante da utilização de uma pré-carga maior. Além disso, sabendo-se que o limite de escoamento do material Ti 4 é de 626N e da liga Ti-6Al-4V é de 860N, e

sendo que as tensões máximas encontradas nos modelos MCM1 e MCM2 foram, respectivamente, de 608 N e 918 N no parafuso protético e 292 N e 427 N no implante; é possível concluir que tanto as tensões encontradas no modelo MCM1 como a tensão encontrada no implante do modelo MCM2 não ultrapassaram os valores de escoamento dos materiais, porém a tensão resultante no material do parafuso protético no modelo MCM2 ultrapassou o limite de escoamento da liga Ti-6Al-4V, dessa forma, confirmando parcialmente a segunda hipótese do estudo de que a utilização do torque recomendado pelo fabricante não ultrapassaria a tensão de escoamento dos materiais, enquanto o torque 10Ncm maiores que o recomendado pelo fabricante ultrapassaria.

Quando os valores máximos de tensão ultrapassam o limite de escoamento do material, inicia-se a deformação plástica deste que pode levar o parafuso a fraturar por fadiga. O parafuso protético está sobre constante deformação, porém o problema ocorrerá quando esta deformação passar de um estado elástico para um estado plástico (BARBOSA e SOARES, 2008).

Como pode-se observar na Figura 28 e 31, tanto no modelo MCM1 como no modelo MCM2, quando aplicada a força de pré-carga a tensão máxima localizou-se na raiz da rosca localizada entre o 1º e o 2º filete do parafuso protético, devido ao contato entre este componente e o implante iniciar-se no 1º filete do parafuso protético, resultando em uma maior tensão nessa região.

Outros estudos confirmam os resultados encontrados em implantes CM, de forma que em nos locais de maiores tensão não são verificadas regiões de deformação plástica quando utilizado o valor

recomendado pelo fabricante (BULAQI *et al.*, 2015; JÖRN *et al.*, 2014; SILVA *et al.*, 2014).

Com relação à pré-carga ótima, força necessária para se obter a proteção da junta implante/parafuso protético contra a sobrecarga e para maximizar a vida de fadiga do parafuso, localizada entre 60% (SHIGLEY *et al.*, 2015) e 75% do limite de escoamento do material (LANG *et al.*, 2003). Neste estudo foi utilizada a tensão de escoamento de 860 N para o parafuso protético, onde a pré-carga ótima estaria entre 516-645 N. Dessa forma, a tensão máxima de 608 N encontrada no modelo MCM1 está dentro do valor ótimo, porém quando observado o modelo MCM2 é possível verificar que a tensão máxima de 918 N ultrapassa a margem ótima de pré-carga. Concluindo que a utilização de 10Ncm acima do recomendado pelo fabricante pode se tornar prejudicial para o material, podendo afetar a pré-tensão desejada, assim como, reduzir a resistência à fadiga do componente mesmo estando abaixo do limite de escoamento do material do parafuso.

5.3. Distribuição de tensões entre os modelos MHE e MCM

Para melhor avaliação da distribuição de tensões entre os modelos MHE e MCM, os valores máximos encontrados em cada um dos contatos entre os componentes podem ser visualizados na tabela 6.

Tabela 6 – Valores máximos dos principais contatos das simulações.

Região	MHE1 (N)	MCM1 (N)	MHE2 (N)	MCM2 (N)
Roscas do parafuso protético	495,55 ^d	608,2 ^c	682,67 ^b	918,27 ^a
Roscas internas do implante	314,36 ^c	297,57 ^d	413,94 ^b	427,98 ^a
Base da cabeça do parafuso	232,89 ^b	154,54 ^d	276,35 ^a	227,7 ^c
Face interna da UCLA	231,51 ^c	139,25 ^d	308,91 ^a	234,48 ^b
Base da UCLA	130,38 ^d	164,57 ^c	174,14 ^b	216,86 ^a
Plataforma do implante	99,71 ^c	76,61 ^d	133,19 ^a	107,61 ^b

^a representa valores mais altos de tensão

^d representa valores mais baixos de tensão

Analisando-se a tabela 6 é possível verificar que os maiores valores de tensão foram encontrados nas roscas do parafuso protético do implante Cone-Morse. O contato da base da cabeça do parafuso protético com a face interna da UCLA possui maiores valores de tensão no implante Hexágono Externo em comparação ao implante CM. Isso ocorre, provavelmente, devido ao atrito da conexão morse que ocasiona uma maior tensão na base da UCLA, permitindo assim um alívio nas tensões presentes no pescoço do parafuso protético.

Devido ao menor diâmetro e ao maior comprimento do corpo do parafuso protético do implante CM em comparação com o parafuso do implante HE, a utilização de um torque 10Ncm acima do recomendado pelo fabricante se torna mais prejudicial para o primeiro do que para o segundo, sendo assim rejeitada a primeira hipótese de que os parafusos protéticos da linha CM apresentariam menores valores de tensão que os parafusos da linha HE. E devido à isso, a segunda hipótese foi parcialmente confirmada, pois a utilização de um torque acima do

recomendado no implante CM ultrapassou o limite de escoamento do material, enquanto as tensões causadas ao implante HE não se aproximaram.

Quando analisado o valor de pré-carga ótimo do parafuso protético, que deve estar dentro da margem de 516-645 N, é possível verificar que quando utilizado os valores recomendados pelo fabricante no MHE1 a tensão encontra-se abaixo do valor ótimo, enquanto no MCM1 a tensão encontra-se dentro da margem de referência. Porém, quando utilizado o torque de 10Ncm acima do recomendado, no MHE2 a tensão encontra-se acima do valor ótimo, enquanto no MCM2 a tensão ultrapassa o limite de escoamento do material. Por isso, de acordo com este estudo, para que se consiga alcançar a pré-carga ótima no implante HE, deve ser utilizado um torque entre o recomendado pelo fabricante e 10Ncm acima do recomendado, porém, mais estudos devem ser realizados para confirmar esta afirmação.

Lang et al. (2003) utilizaram em MEF os valores de torque recomendados pelo fabricante de um implante HE e de um implante CM. Verificou em seu estudo que ambos os implantes ficaram abaixo do valor de pré-carga ótimo, ou seja, abaixo de 75% do limite de escoamento do material. Além disso, quando comparado os dois implantes, o CM alcançou valores de pré-carga mais elevados que o implante HE.

Um estudo comparou a distribuição de tensões em implantes HE, HI e CM sob carregamento oblíquo até a fratura, e pode verificar que nessa situação houve fratura dos parafusos protéticos dos implantes CM e HI, enquanto no HE convencional e com diâmetro reduzido, e CM com diâmetro reduzido houve fratura somente do implante. Porém, os maiores valores de resistência foram encontrados no implante CM com

UCLA, e os valores dos implantes HE e HI foram similares. O parafuso protético do implante HE foi o que sofreu as menores concentrações tensões entre os três desenhos de implante (FACO, 2013).

Comparando-se as relações presentes entre os componentes do implante CM e HE, as juntas mais profundas do primeiro mostram aumento da estabilidade favorecendo a resistência estrutural do sistema de implantes. No entanto, devido à restrições de projeto de engenharia, tais como a espessura mínima de parede para um desempenho mecânico adequado de cada um dos diferentes sistemas de conexão, podem levar a uma tensão exagerada no abutment (FREITAS-JÚNIOR *et al.*, 2012). Em outro estudo, Wang et al. (2016) utilizou abutments com diferentes diâmetros (3,5mm e 4mm) e diferentes ângulos de conicidade (6, 8 e 10 graus) de um implante cone-morse de 5mm, e concluiu, tanto no estudo *in vitro* como no MEF, que a utilização de abutments com diâmetros menores e maiores ângulos de conicidade poderia aumentar a resistência à fratura do implante devido ao aumento da espessura da parede.

Os autores Wang et al (2009) realizaram uma simulação em elementos finitos da aplicação de um torque de 32Ncm em um implante HE no *step* 1, que resultou em uma média de força de 473N (máxima 517N e mínima 430N), e a seguir simularam a remoção da chave através da redução do torque a 0Ncm no *step* 2, mantendo os componentes montados. E puderam concluir que durante a aplicação do torque, o parafuso protético sofreu um acréscimo de 47,9N na força de pré-carga a cada 1µm de alongamento. Além disso, as relações lineares perfeitas alcançadas durante a aplicação do torque são perdidas com a remoção da chave.

Tem sido assumido que essa condição de "aperto confortável" é obtida no início do aperto e que nesta condição todas as peças se encaixam perfeitamente. Quando estas condições não existem a relação torque/pré-carga será diferente. Para um pequeno grau de desajuste os fatores geométricos serão alterados como um resultado da deformação de pequena escala do parafuso de fixação. Quando uma prótese não faz contato completo com o encosto, haverá uma lacuna entre as superfícies de contato, de forma que a pré-carga será usada para levar as superfícies de união mais juntas e talvez em contato. Nesta situação praticamente nenhuma proteção de fadiga é obtida, pois qualquer carga externa aplicada para separar a prótese do pilar provoca ainda mais a tensão no parafuso e não é dissipada por aliviar tensões de compressão nas peças apertadas. Isso ocorre porque a lacuna confere à essas peças um baixo grau de rigidez (BURGUETE *et al.*, 1994).

O desajuste da união pilar/parafuso/implante pode ser ocasionado pelo uso de componentes compatíveis como demonstrado no estudo de Mattheos *et al.* (2015), que apesar de encontrar um contato justo no ombro do implante no componente original e nos dois compatíveis, verificou que os elementos anti-rotacionais e o contato na conexão interna foram seriamente afetadas nos componentes não-originais, ocasionando uma maior tensão nos contatos.

Os autores Bacchi *et al.* (2013) puderam comprovar em seu estudo *in vitro* que o desajuste dos componentes em relação ao implante pode afetar a manutenção do pré-torque no parafuso protético, porém, de acordo com Farina *et al.* (2014), a aplicação de retorque 10 minutos após a aplicação de torque pode auxiliar na manutenção da pré-carga mesmo nos casos de desajuste. Além dessa, é proposta na literatura a utilização

de diversos métodos para a manutenção do pré-torque, como a utilização de lubrificante (ALESSANDRETTI *et al.*, 2014), ou revestimento do parafuso protético com carbono tipo diamante na superfície do parafuso e tempo de espera de 20s (BACCHI *et al.*, 2015), porém ainda não há um consenso na literatura se essas técnicas são efetivas. Esses métodos são utilizados para reduzir o coeficiente de fricção, pois durante a aplicação da pré-carga quanto menor o coeficiente de fricção maiores os picos de tensão encontrados, resultando em uma pré-carga maior (JÖRN *et al.*, 2014), porém menos efetiva devido à menor resistência ao desaperto, que se encontra máxima entre 5 a 9 ciclos de aperto devido ao maior coeficiente de fricção (GUZAITIS *et al.*, 2011).

Em seu estudo com implante Cone-Morse, Guzaitis et al. (2011) realizou repetidos ciclos de aperto/desaperto com torque de 25Ncm, e verificou que após 10 ciclos de inserção do parafuso protético, este deveria ser trocado para maximizar a força de pré-carga, não devendo-se utilizar o mesmo parafuso protético para os procedimentos clínicos, laboratoriais e para a inserção final da prótese. Pois, ao aplicar demasiados torques em parafusos novos, energia é gasta na suavização das irregularidades das superfícies em contato e no arredondamento das cristas reduzindo os valores de torque reverso.

Barbosa et al. (2007), testou a resistência à tração de parafusos nacionais de ouro e de titânio até sua ruptura total. Ambos os parafusos sofreram cisalhamento antes de chegar à ruptura total, levando a compreender que foram fabricados pelo processo de corte, pois fornece um parafuso de menor resistência e permitindo um maior afrouxamento do parafuso protético. O autor conclui que o processo ideal de fabricação de parafusos seria laminação, pois introduz tensões residuais de

compressão benéficas nas raízes das roscas conferindo assim uma maior resistência ao parafuso protético.

Para esta simulação, foi utilizada UCLA antirotacional tanto para o implante HE como para o implante CM, porém se tivesse sido utilizado componentes rotacionais, provavelmente não haveria diferença nos resultados, mas certamente haveria redução do tempo de cálculo pelo programa. Mesmo em estudo *in vitro*, a ausência dos hexágonos da UCLA em casos unitários pode não afetar a pré-carga como se imagina, pois na pesquisa de Cardoso *et al.* (2012) não foram encontradas diferenças estatísticas entre a ausência ou a presença dos hexágonos.

A distribuição de tensões no osso ao redor do implante não foi simulada neste estudo, devido à comprovação por alguns estudos que durante a aplicação da pré-carga há transferência mínima de tensões para o tecido ósseo que circunda o implante, seja ele HE ou CM, tanto na região cervical como apical do implante (MOREIRA *et al.*, 2013; WANG *et al.*, 2009; ZHANG *et al.*, 2016).

Uma das dificuldades de pesquisas utilizando pré-carga em elementos finitos, advém dos inúmeros valores absolutos de pré-torque no interior do implante, prótese, pilar e parafuso que variam consideravelmente entre os estudos, pois além de serem utilizados diferentes sistemas de implantes, são utilizadas diferentes formas para a medição de pré-carga (HASAN *et al.*, 2015). Porém, mesmo assim, o método de elementos finitos é de grande valia não somente para pesquisadores, mas também para clínicos, pois os fabricantes realizam testes de resistência em seus produtos e mantém esses dados sem publicação, não podendo ser utilizado por aqueles que trabalham com isso na clínica. Com as pesquisas sobre a resistência dos materiais

dentários, os clínicos podem fazer sua própria avaliação dos produtos e assim realizar seu próprio julgamento com relação às qualidades mecânicas dos produtos escolhidos (WANG *et al.*, 2016).

Em razão dos implantes dentais serem geometricamente complexos, o MEF é visto como o instrumento com melhor capacidade de analisá-los na atualidade, oferecendo também o potencial de avaliar e aperfeiçoar o desenho destes sem precisar passar pelos riscos e despesas de uma implantação (LAVERNIA *et al.*, 1981). Porém, alguns fatores podem produzir imprecisões nestes resultados, como escolha inadequada das simplificações dos modelos matemáticos levando a perda de detalhes, uso de elemento inadequado ou de malha muito simplificada, entre outros. Dessa forma, para que se obtenha resultados tecnicamente corretos e de relevância clínica em um estudo com MEF, é essencial uma comunicação eficaz entre os profissionais da engenharia e da Odontologia (FREITAS-JÚNIOR *et al.*, 2007), por isso, devido à utilização cada vez mais frequente dos elementos finitos na Odontologia, os Cirurgiões-Dentistas devem possuir cada vez mais conhecimento sobre a análise elementos finitos.

6. CONCLUSÕES

Baseado nos resultados encontrados neste estudo e dentro das limitações inerentes à metodologia utilizada, conclui-se que:

- A utilização de torques recomendados pelo fabricante ficou abaixo do limite de escoamento do material do implante Hexágono Externo e do implante Cone-Morse;
- No implante HE o torque recomendado pelo fabricante ficou abaixo do valor de pré-carga ótima, entre 60-75% do limite de escoamento do material do parafuso protético, porém ficou dentro da margem para o implante CM;
- Quando aplicado o torque de 10Ncm acima do recomendado pelo fabricante, o implante HE se mostrou mais seguro que o implante CM;
- A utilização de torques acima do recomendado pelo fabricante podem levar à deformações plásticas nas roscas do parafuso protético do implante Cone-Morse.

REFERÊNCIAS

- ADELL, R.; LEKHOLM, U.; ROCKLER, B.; BRÅNEMARK, P.-I. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *International Journal of Oral Surgery*, v. 10, n. 6, p. 387–416, 1981.
- ALBREKTSSON, T. Direct bone anchorage of dental implants. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, v. 50, n. 2, p. 255–261, 1983.
- ALESSANDRETTI, R.; SPAZZIN, W. O.; FARINA, A. P.; MESQUITA, M. F.; BACCHI, A.; SPAZZIN, A. O. Lubrication effect on loosening torque of prosthetic screw under two levels of implant-supported prostheses fit. *Full dent. sci*, v. 5, n. 18, p. 292–297, 2014.
- ALVES FILHO, A. *Elementos Finitos: A base da tecnologia CAE*. 5ª. ed. São Paulo: Érica Ltda. 320p, 2007.
- ANUSAVICE, K. J. *Phillips Materiais Dentários*. 12ª. ed. [s.l.] Elsevier Brasil. 592p, 2013.
- ASM INTERNATIONAL. HANDBOOK COMMITTEE. *Friction, lubrication, and wear technology*. [s.l.] ASM International, 1992. v. 18
- ASSAN, A. E. *Método dos elementos finitos: primeiros passos*. 2ª. ed. Campinas: Ed. da UNICAMP. 304p, 2003.
- BACCHI, A.; PALUDO, L.; FERRAZ MESQUITA, M.; SCHUH, C.; FEDERIZZI, L.; ORO SPAZZIN, A. Loosening torque of prosthetic screws in metal–ceramic or metal–acrylic resin implant-supported dentures with different misfit levels. *Journal of Biomechanics*, v. 46, n. 7, p. 1358–1362, 2013.

BACCHI, A.; REGALIN, A.; BHERING, C. L. B.; ALESSANDRETTI, R.; SPAZZIN, A. O. Loosening torque of Universal Abutment screws after cyclic loading: influence of tightening technique and screw coating. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, v. 7, n. 5, p. 375, 2015.

BARBOSA, G. F. *Parafuso protético de reabilitações dentárias sobre implantes: estudo mecânico e análise pelo método de elementos finitos*. 2006. 136 f. Dissertação (Mestrado)—Porto Alegre: Programa de Pós-Graduação em Engenharia e Tecnologia de Materiais da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, 2006.

BARBOSA, G. F.; DA SILVA, I. N. L.; LACROIX, C. G. S. Prosthetic screws manufacturing: does the way threads are manufactured influence their performance? *ImplantNews*, v. 4, n. 5, p. 499–502, 2007.

BARBOSA, G. F.; SOARES, R. B. G. Does burnout plastic prosthetic copings generate more tensions on gold prosthetic screw? An analysis through finite element method - FEA. *ImplantNews*, v. 5, n. 5, p. 497–501, 2008.

BHANDARI, S.; AGGARWAL, N.; BAKSHI, S. Ultrasonic Oscillations for Conservative Retrieval of a Rare Fracture of Implant Healing Abutment. *Journal of Oral Implantology*, v. 39, n. 4, p. 475–478, 2013.

BULAQI, H. A.; MASHHADI, M. M.; SAFARI, H.; SAMANDARI, M. M.; GERAMIPANAH, F. Effect of increased crown height on stress distribution in short dental implant components and their surrounding bone: a finite element analysis. *The Journal of prosthetic dentistry*, v. 113, n. 6, p. 548–557, 2015.

BURGUETE, R. L.; JOHNS, R. B.; KING, T.; PATTERSON, E. A. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. *J Prosthet Dent*, v. 71, n. 6, p. 592–599, 1994.

CANPOLAT, C.; ÖZKURT-KAYAHAN, Z.; KAZAZOĞLU, E. Management of a Fractured Implant Abutment Screw: A Clinical Report: Fractured Abutment Screw. *Journal of Prosthodontics*, v. 23, n. 5, p. 402–405, 2014.

CARDOSO, M.; TORRES, M. F.; LOURENÇO, E. J. V.; DE MORAES TELLES, D.; RODRIGUES, R. C. S.; RIBEIRO, R. F. Torque removal evaluation of prosthetic screws after tightening and loosening cycles: an in vitro study: Torque removal of prosthetic screws. *Clinical Oral Implants Research*, v. 23, n. 4, p. 475–480, 2012.

CETLIN, P. R.; SILVA, P. DA; PENNA, J. A. *Análise de fraturas*. São Paulo: ABM. 229p, 1979.

DOOLABH, R.; DULLABH, H. D.; SYKES, L. M. A comparison of preload values in gold and titanium dental implant retaining screws. *South African Dental Journal*, v. 69, n. 7, p. 316–320, 2014.

FACO, E. F. DE S. *Avaliação da resistência à fratura e tensões em diferentes implantes e conexões protéticas: Análise in vitro e MEF-3D*. [s.l.: s.n.].

FARINA, A. P.; SPAZZIN, A. O.; XEDIEK CONSANI, R. L.; MESQUITA, M. F. Screw joint stability after the application of retorque in implant-supported dentures under simulated masticatory conditions. *Journal of Prosthetic Dentistry*, v. 111, n. 6, p. 499–504, 2014.

FREITAS, R. DE; DÓRIA, M. C.; OLIVEIRA-NETO, L. A.; LORENZONI, F. C. Falha do parafuso passante em minipilar cônico angulado cone morse: relato de caso. *Innovations Implant Journal*, v. 5, n. 2, p. 65–69, 2010.

FREITAS-JÚNIOR, A. C.; ROCHA, E. P.; ASSUNÇÃO, WIRLEY GONÇALVES; DOS SANTOS, P. H. Bioengineering applied to Odontology: finite element analysis versus photoelasticity. *ImplantNews*, v. 4, n. 5, p. 469–476, 2007.

FREITAS-JÚNIOR, A. C.; ROCHA, E. P.; BONFANTE, E. A.; ALMEIDA, E. O.; ANCHIETA, R. B.; MARTINI, A. P.; ASSUNÇÃO, W. G.; SILVA, N. R. F. A; COELHO, P. G. Biomechanical evaluation of internal and external hexagon platform switched implant-abutment connections: An in vitro laboratory and three-dimensional finite element analysis. *Dental Materials*, v. 28, n. 10, p. 218–228, 2012.

GENG, J. P.; TAN, K. B.; LIU, G. R. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry*, v. 85, n. 6, p. 585–98, 2001.

GEREMIA, T. *Efeito da inclinação e do número de implantes em próteses totais fixas implantossuportadas: análise de elemento finito não linear com modelo tridimensional*. 2014. 89 f. Tese (Doutorado em Prótese Dentária)—Porto Alegre: Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, 2014.

GUDA, T.; ROSS, T. A.; LANG, L. A.; MILLWATER, H. R. Probabilistic analysis of preload in the abutment screw of a dental implant complex. *The Journal of prosthetic dentistry*, v. 100, n. 3, p. 183–193, 2008.

GUZAITIS, K. L.; KNOERNSCHILD, K. L.; VIANA, M. A G. Effect of repeated screw joint closing and opening cycles on implant prosthetic screw reverse torque and implant and screw thread morphology. *Journal of Prosthetic Dentistry*, v. 106, n. 3, p. 159–169, 2011.

HASAN, I.; KEILIG, L.; BOURAUUEL, C.; LÜCKERATH, W. The effect of screw preload and framework material on the success of cementable fixed partial prostheses: A finite element study. *Annals of Anatomy - Anatomischer Anzeiger*, v. 199, p. 58–66, 2015.

IMAM, A. Y.; MOSHAVERINIA, A.; CHEE, W. W. L.; MCGLUMPHY, E. A. A technique for retrieving fractured implant screws. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, v. 111, n. 1, p. 81–83, 2014.

JORGE, R. N.; DINIS, L. *Teoria da plasticidade*. Porto: Departamento de Engenharia Mecânica e Gestão Industrial-Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto. 65p, 2004.

JÖRN, D.; KOHORST, P.; BESDO, S.; RÜCKER, M.; STIESCH, M.; BORCHERS, L. Influence of lubricant on screw preload and stresses in a finite element model for a dental implant. *J Prosthet Dent*, v. 112, n. 2, p. 340–348, 2014.

KITAGAWA, T.; TANIMOTO, Y.; ODAKI, M.; NEMOTO, K.; AIDA, M. Influence of implant/abutment joint designs on abutment screw loosening in a dental implant system. *Journal of Biomedical Materials Research - Part B Applied Biomaterials*, v. 75, n. 2, p. 457–463, 2005.

LANG, L. A.; KANG, B.; WANG, R.-F.; LANG, B. R. Finite element analysis to determine implant preload. *The Journal of prosthetic dentistry*, v. 90, n. 6, p. 539–546, 2003.

LAU, Y. H.; PANG, I. C. A modified instrument for removing a fractured abutment screw. *J Prosthet Dent*, v. 71, n. 5, p. 542, 1994.

LAVERNIA, C. J.; COOK, S. D.; WEINSTEIN, A. M.; KLAWIITER, J. J. An analysis of stresses in a dental implant system. *Journal of Biomechanics*, v. 14, n. 8, p. 555–560, 1981.

MAALHAGH-FARD, A.; JACOBS, L. C. Retrieval of a stripped abutment screw: A clinical report. *Journal of Prosthetic Dentistry*, v. 104, n. 4, p. 212–215, 2010.

MAGRIN, G. L.; DALAGO, H. R.; SCHULDT, G.; BENFATTI, C. A. M.; BIANCHINI, M. A. Avaliação transversal retrospectiva do desempenho clínico dos parafusos protéticos do sistema Implacil De Bortoli com cinco ou mais anos em função. *ImplantNews*, v. 11, n. 4, p. 514–8, 2014.

MATTHEOS, N.; LI, X.; ZAMPELIS, A.; MA, L.; JANDA, M. Investigating the micromorphological differences of the implant-abutment junction and their clinical implications: a pilot study. *Clinical Oral Implants Research*, p. n/a–n/a, 2015.

MISCH, C. E. *Implantes dentais contemporâneos*. 2ª. ed. Rio de Janeiro: Santos. 685p, 2000.

MISCH, C. E.; PEREL, M. L.; WANG, H.-L.; SAMMARTINO, G.; GALINDO-MORENO, P.; TRISI, P.; STEIGMANN, M.; REBAUDI, A.; PALT, A.; PIKOS, M. A.; SCHWARTZ-ARAD, D.; CHOUKROUN, J.; GUTIERREZ-PEREZ, J.-L.; MARENZI, G.;

VALAVANIS, D. K. Implant Success, Survival, and Failure: The International Congress of Oral Implantologists (ICOI) Pisa Consensus Conference: *Implant Dentistry*, v. 17, n. 1, p. 5–15, 2008.

MOREIRA, W.; HERMANN, C.; PEREIRA, J.; BALBINOTI, J.; TIOSSI, R. A three - dimensional finite element study on the stress distribution pattern of two prosthetic abutments for external hexagon implants. *European Journal of Dentistry*, v. 7, n. 4, p. 484–91, 2013.

MOREIRA, W. S. *Avaliação da distribuição das tensões em minipilares cônicos pelo método dos elementos finitos*. 2010. 114 f. Dissertação (Mestrado em Implantodontia)—Curitiba: Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico, 2010.

NASCIMENTO JR., H. *Estudo da relação torque x força tensora e do coeficiente de atrito em parafusos revestidos isentos de cromo hexavalente*. 2003. 194 f. Dissertação (Mestrado)—Belo Horizonte: Departamento de Engenharia Mecânica da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, 2003.

NERGIZ, I.; SCHMAGE, P.; SHAHIN, R. Removal of a fractured implant abutment screw: a clinical report. *The Journal of prosthetic dentistry*, v. 91, n. 6, p. 513–7, 2004.

PEIXOTO, H. E. DE M. *Análise da distribuição de tensões de componentes protéticos em titânio e zircônia em implantes de interface Cone Morse*. 2011. 167 f. Dissertação (Mestrado)—Curitiba: Programa de Pós - Graduação em Odontologia do Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino Odontológico, 2011.

PETRIS, G. P. *Análise do Comportamento De Munhões Cone Morse pelo Método de Elementos Finitos*. 2013. 120 f. Dissertação (Mestrado)—Passo Fundo: Faculdade de Odontologia da Universidade de Passo Fundo, 2013.

POW, E. H. N.; WAT, P. Y. P. A technique for salvaging an implant-supported crown with a fractured abutment screw. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, v. 95, n. 2, p. 169–170, 2006.

SADID-ZADEH, R.; KUTKUT, A.; KIM, H. Prosthetic Failure in Implant Dentistry. *Dental Clinics of North America*, v. 59, n. 1, p. 195–214, 2015.

SAILER, I.; PHILIPP, A.; ZEMBIC, A.; PJETURSSON, B. E.; HÄMMERLE, C. H. F.; ZWAHLEN, M. A systematic review of the performance of ceramic and metal implant abutments supporting fixed implant reconstructions. *Clinical Oral Implants Research*, v. 20, n. SUPPL. 4, p. 4–31, 2009.

SATTERTHWAITE, J.; RICKMAN, L. Retrieval of a fractured abutment screw thread from an implant: a case report. *BDJ*, v. 204, n. 4, p. 177–180, 2008.

SATWALEKAR, P.; CHANDER, K. S.; REDDY, B. A.; SANDEEP, N.; SANDEEP, N.; SATWALEKAR, T. A simple and cost effective method used for removal of a fractured implant abutment screw: a case report. *Journal of international oral health: JIOH*, v. 5, n. 5, p. 120, 2013.

SHIGLEY, J. E.; BUDYNAS, R. G.; NISBETT, J. K. *Shigley's mechanical engineering design*. 10 ed. ed. New York, NY: McGraw-Hill Education, 2015.

SHIGLEY, J. E.; MISCHKE, C. R.; BUDYNAS, R. G. *Projeto de engenharia mecânica*. 7^a. ed. Porto Alegre: Bookman. 960p, 2005.

SILVA, G. C.; CORNACCHIA, T. M.; DE MAGALHÃES, C. S.; BUENO, A. C.; MOREIRA, A. N. Biomechanical evaluation of screw- and cement-retained implant-supported prostheses: A nonlinear finite element analysis. *The Journal of prosthetic dentistry*, v. 112, n. 6, p. 1479–1488, 2014.

SIMON, R. L. Single implant-supported molar and premolar crowns: A ten-year retrospective clinical report. *Journal of Prosthetic Dentistry*, v. 90, n. 6, p. 517–521, 2003.

SOLIDWORKS. *Ajuda do SOLIDWORKS - Informações básicas sobre geração de malhas*, 2016. Disponível em: <<http://help.solidworks.com/>>. Acesso em: 29 fev. 2016

SONES, A. D. Complications with osseointegrated implants. *The Journal of prosthetic dentistry*, v. 62, n. 5, p. 581–585, 1989.

WANG, K.; GENG, J.; JONES, D.; XU, W. Comparison of the fracture resistance of dental implants with different abutment taper angles. *Materials Science and Engineering: C*, v. 63, p. 164–171, 2016.

WANG, R.-F.; KANG, B.; LANG, L. A.; RAZZOOG, M. E. The dynamic natures of implant loading. *The Journal of prosthetic dentistry*, v. 101, n. 6, p. 359–371, 2009.

WIERSZYCKI, M.; KAKOL, W.; LODYGOWSKI, T. Fatigue algorithm for dental implant. *Foundations of Civil and Environmental Engineering*, v. 7, p. 363–380, 2006.

WILLIAMSON, R. T.; ROBINSON, F. G. Retrieval technique for fractured implant screws. *The Journal of prosthetic dentistry*, v. 86, n. 5, p. 549–50, 2001.

YILMAZ, B.; MASCARENHAS, F. Salvaging an implant with damaged internal threads. *Journal of Prosthetic Dentistry*, v. 114, n. 2, p. 301–304, 2015.

YILMAZ, B.; MCGLUMPHY, E. A technique to retrieve fractured implant screws. *Journal of Prosthetic Dentistry*, v. 105, n. 2, p. 137–138, 2011.

ZARB, G. A.; SCHMITT, A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto study. Part III: Problems and complications encountered. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, v. 64, n. 2, p. 185–194, 1990.

ZHANG, G.; YUAN, H.; CHEN, X.; WANG, W.; CHEN, J.; LIANG, J.; ZHANG, P. A Three-Dimensional Finite Element Study on the

Biomechanical Simulation of Various Structured Dental Implants and Their Surrounding Bone Tissues. *International Journal of Dentistry*, v. 2016, p. 1–9, 2016.

ARTIGO SUBMETIDO

DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES ENTRE PARAFUSOS PROTÉTICOS DE IMPLANTE CONE MORSE E HEXÁGONO EXTERNO: ANÁLISE DE ELEMENTOS FINITOS²

Resumo

O objetivo deste trabalho foi analisar a distribuição de tensões dos parafusos protéticos de Implante Hexágono Externo (HE) e Implante Cone Morse (CM) com diferentes pré-cargas. Utilizando-se dois modelos 3D para o estudo: MHE - Modelo do Implante HE, e MCM – Modelo do Implante CM, compostos por implante, UCLA antirotacional e parafuso protético. Em cada modelo, simulou-se duas situações: valor de pré-carga com o torque recomendado pelo fabricante para o parafuso protético (MHE1 e MCM1); e 10 Ncm acima do torque recomendado (MHE2 e MCM2). Obtendo os valores de pré-carga, 243,18N, 229,71N, 324,24N e 344,57, respectivamente. Os resultados foram representados pela análise de tensão equivalente Von Mises, de forma que as roscas dos parafusos protéticos foram os locais que apresentaram as tensões máximas, porém a tensão máxima do modelo MCM2 ultrapassou o limite de escoamento do material na região da raiz entre o 1º e 2º filete. Concluindo que a utilização de torques acima do recomendado pelo fabricante pode ocasionar deformações plásticas nas roscas do implante cone-morse, e que a aplicação de torques elevados é menos prejudicial para o implante hexágono externo.

Palavras-chave: implante dentário; prótese dental; titânio.

² Identificação do autor

FINITE ELEMENT ANALYSIS OF RETENTION SCREW ON EXTERNAL HEXAGON AND MORSE TAPER IMPLANT

Abstract

This three-dimensional finite element study observed the stress distribution characteristics of prosthetic screws on External Hexagon Implant (HE) and Morse Taper Implant (CM) with different preloads. Using two models for the study: MHE - HE implant model, and MCM - CM implant model, compounds by implant, abutment and abutment screw. In each model was evaluated two situations: preload value using the torque recommended by the manufacturer for the prosthetic screw (MHE1 and MCM1); and 10 Ncm above the recommended torque (MHE2 and MCM2). Finding the preload values respectively 243,18N, 229,71N, 324,24N and 344.57. The regions with the highest von Mises stress results were at the bottom of the initial two threads in contact of all models, however the maximum stress on MCM2 model were higher than the yield strength of abutment screw material. In conclusion, the use of torques above the recommended can cause plastic deformation in the threads of morse taper implant. Elevated torques are harmful to morse taper implant than to external hexagon implant.

Key words: dental implant, dental prosthesis, titanium.

1. INTRODUÇÃO

Com o surgimento da implantodontia moderna, a fratura de parafusos protéticos tem causado desde a impossibilidade de reabilitação protética até a condenação do implante dentário (SONES, 1989). Esta fratura é ocasionada, normalmente, pelas deformações plásticas repetidas do material do parafuso quando utilizados torques acima do limite de escoamento (CETLIN *et al.*, 1979).

De acordo com a literatura, a incidência de afrouxamento/fraturas é de até 3% dos casos quando menos que 5 anos e de até 13,6% quando mais de 5 anos (MAGRIN *et al.*, 2014), e a fratura acontece em até 3% dos casos quando avaliados por 15 anos (ADELL *et al.*, 1981).

Através da ação das roscas do parafuso protético no implante a pré-carga é criada mantendo a prótese em posição através da tensão elástica (LANG *et al.*, 2003; NASCIMENTO JR., 2003). Este valor ótimo de pré-carga, entre 60% a 75% do limite de escoamento do parafuso protético, recebe toda a carga externa aplicada às peças apertadas (GUDA *et al.*, 2008; JORGE e DINIS, 2004; NASCIMENTO JR., 2003). Quando as cargas externas excedem o valor de pré-carga, a consequência será o afrouxamento do parafuso protético (BARBOSA e SOARES, 2008).

No implante CM, há menor movimentação no carregamento vertical e horizontal comparado com o implante HE (KITAGAWA *et al.*, 2005), e quando testados até a fratura, os parafusos protéticos fraturaram nos implantes HE e HI, principalmente entre os primeiros filetes da rosca em contato, e além disso nos implantes HI a fratura também ocorreu em todos os abutment, não ocorrendo em nenhum dos grupos a fratura de implantes (FREITAS-JÚNIOR *et al.*, 2012). Nas roscas dos parafusos

protéticos quando aplicada a pré-carga, houve uma distribuição de tensões intercalada, com áreas de alta tensão seguido de áreas de baixa tensão, principalmente nas raízes das roscas iniciais (SILVA *et al.*, 2014). Reduzindo-se o coeficiente de fricção, verifica-se o aumento de uma possível deformação plástica (JÖRN *et al.*, 2014).

Um estudo laboratorial utilizando torque e destorque do parafuso protético em 9, 19, 29 e 39 ciclos, demonstrou que a morfologia das roscas sofreu maior alteração em até 10 ciclos (GUZAITIS *et al.*, 2011). (FREITAS-JÚNIOR *et al.*, 2012). Este estudo tem como objetivo analisar a distribuição de tensões nos parafusos protéticos utilizando o método de elementos finitos. Com as hipóteses de que os parafusos protéticos da linha CM apresentam menores valores de tensão que os parafusos da linha HE quando testados no método de elementos finitos, e que os valores recomendados pelo fabricante não se aproximam do limite de escoamento do material, enquanto os valores de torque mais elevados ultrapassam-no quando simulados no programa numérico.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

2.1. Construção dos modelos tridimensionais

Para o nosso estudo foi utilizado dois modelos 3D, sendo o modelo MHE formado pelo implante Hexágono Externo standard com torque interno (DSP Biomedical®, Campo Largo, Brasil) 3,75 x 7mm com plataforma de 4,1mm de diâmetro; Pilar UCLA titânio rotacional acompanhado do parafuso protético (DSP Biomedical®); e o modelo MCM formado pelo implante Cone Morse indexado Soulfite® (DSP Biomedical®) 3,75 x 7mm com plataforma switching de 2mm de diâmetro; Pilar UCLA de titânio (DSP Biomedical®) não indexado, com

altura 0,35 e perfil de 4,8mm. Os desenhos tridimensionais para o *software* CAD (Computed Aided System) dos componentes foram cedidos pela empresa DSP Biomedical[®] como mostra a figura 1.

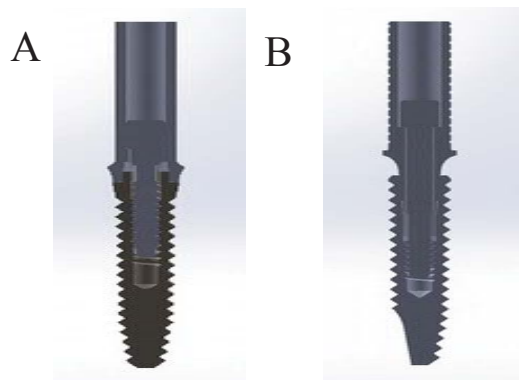


Figura 1 – Montagem dos modelos 3D: (A) MHE e (B) MCM.

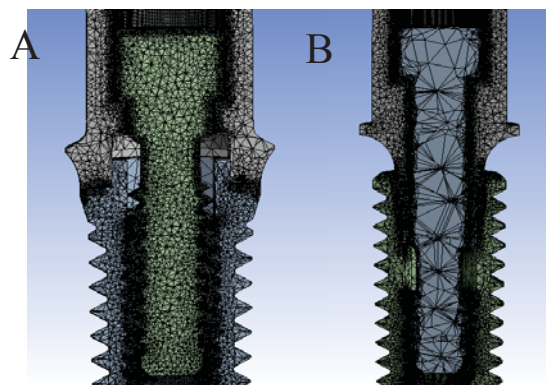


Figura 2 – Malha dos modelos (A) MHE e (B) MCM.

Utilizando a versão 2014 do programa modelador 3D SolidWorks[®] (Dassault Systèmes S.A., Vélizy-Villacoublay, França), foram realizadas simplificações na estrutura dos componentes, através da remoção dos sulcos da UCLA, tanto HE como CM; remoção do corte

quadrangular na cabeça do parafuso protético para implante HE; e remoção do corte hexagonal na cabeça do parafuso protético para implante CM.

2.2. Simulação com método de elementos finitos

A seguir, passou-se para a fase de simulação numérica, onde com a versão 16 da plataforma ANSYS® Workbench (Canonsburg, Pennsylvania, Estados Unidos) as montagens foram simuladas. Todos os materiais utilizados foram considerados como isotrópicos, homogêneos e linearmente elásticos, e utilizou-se elemento sólido tetraédrico (SOLID187). Para o implante utilizou-se titânio comercialmente puro tipo 4, e para abutment e parafuso protético foi utilizada a liga Ti-6Al-4V de acordo com as especificações da Tabela 1.

Tabela 1 - Propriedades do Ti 4 CP e da liga Ti-6Al-4V.

	Tensão de escoamento (σ_y) MPa	Densidade (kg/m^3)	Módulo de Elasticidade (E) MPa	Resistência à tração (S_{ut}) MPa	Coefficiente de Poisson (ν)
Ti 4	626	4500	104.000	737	0,37
Liga	860	4400	113.000	930	0,342

Fonte: Peixoto, (2016). Anusavice *et al.* (2013).

2.3. Condições de contorno e geração da malha

Tanto para o modelo MHE como para o MCM, foi considerado contato *Frictional* com Coeficiente de Atrito (μ) de 0,36 entre a Liga Ti-6Al-4V / Liga Ti-6Al-4V (ASM INTERNATIONAL, 1992) para base da

cabeça do parafuso protético e face interna da UCLA, e *Friccional* $\mu = 0,43$ entre Liga Ti-6Al-4V / Ti 4 CP (ASM INTERNATIONAL, 1992) para o contato entre base da UCLA e plataforma do implante HE, assim como para o contato entre as roscas internas do implante e as roscas parafuso protético. Para melhorar a malha foi utilizado o tamanho 0,1mm entre as faces em contato e também utilizado a opção 1 de refinement como mostra a figura 2. Sendo apresentada na tabela 2 a quantidade de nós e elementos gerados em cada um dos modelos.

Tabela 2 – Quantidade de nós e elementos dos modelos MHE e MCM.

	NÓS	ELEMENTOS
MHE	1250057	854831
MCM	1071584	642370

2.4. Carregamento dos modelos e análise

Utilizando-se o torque recomendado pelo fabricante de 20Ncm para o parafuso protético do implante CM e 30Ncm para o parafuso protético do implante HE, e os torques com 10Ncm acima do recomendado, foi calculado o torque de pré-carga através do modelo Faulkner (Bickford, 1990):

$$F = \frac{T}{\left[\frac{p}{2\pi} + \frac{\mu_t \cdot r_t}{\cos \beta} + \mu_n \cdot r_n \right]}$$

Onde:

F = Força de pré-carga no parafuso;

T = Torque aplicado no parafuso

p = passo da rosca

μ_t = coeficiente de atrito entre as roscas;

μ_n = coeficiente de atrito entre a cabeça do parafuso e o implante;

r_t = raio efetivo de contato na rosca;

r_n = raio efetivo de contato entre o implante e a superfície superior da junta;

β = metade do ângulo de hélice.

Como resultado, utilizando o torque recomendado pelo fabricante para o parafuso protético do implante CM de $T = 20$ Ncm chegou-se ao valor de $F = 229,71$ N (MCM1), e quando utilizado o torque de 10Ncm a mais do recomendado pelo fabricante $T = 30$ Ncm, encontrou-se o valor de $F = 344,57$ N (MCM2). Ao utilizar o torque recomendado pelo fabricante para o parafuso protético do implante HE de $T = 30$ Ncm, chegou-se ao valor de $F = 243,18$ N (MHE1), e quando utilizado o torque de 10Ncm a mais do recomendado $T = 40$ Ncm, encontrou-se o valor de $F = 324,24$ N (MHE2), como mostra a Tabela 3.

Tabela 3 – Valores de F para os modelos MHE e MCM.

MHE1	MHE2	MCM1	MCM2
243,18N	324,24N	229,71N	344,57N

Utilizando *Bolt Pretension*, foi selecionada a face circular logo acima das roscas do implante tanto HE como CM, e utilizadas as forças da tabela 3. Nas roscas externas do implante para restringir o modelo, simulando um implante osseointegrado, foi utilizado *Fixed Support*. Após todas as configurações do modelo definidas avaliou-se a Tensão Equivalente de Von Mises.

3. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Com o desenvolvimento dos implantes contemporâneos por Per-Ingvar Brånemark as falhas de origem biológica foram praticamente sanadas, porém as questões envolvendo as falhas biomecânicas ainda não foram totalmente resolvidas. Este trabalho teve como objetivo comparar e analisar a distribuição de tensões nos parafusos protéticos no modelo do implante hexágono externo (MHE) e implante cone morse (MCM) utilizando o método de elementos finitos em duas situações distintas: aplicando o torque recomendado pelo fabricante, e aplicando 10Ncm acima do recomendado.

O método de elementos finitos foi escolhido para esta análise comparativa devido à sua capacidade de permitir analisar os diversos tipos de tensões internas e externas entre os variados contatos que existem entre os componentes, onde por outros métodos, muitas vezes, se torna incompreensível o entendimento da distribuição de tensões que ocorrem internamente em um sistema de componentes.

3.1. Distribuição de tensões no modelo MHE

Para a avaliação das tensões no modelo MHE foram propostos dois torques de valores diferentes, 30 Ncm como recomendado pelo fabricante e 40Ncm que é 10Ncm acima do recomendado. Dessa forma, foi aplicada a fórmula de Bickford para se revelar o valor de pré-carga para cada um dos casos, chegando-se aos valores de 243,18N e 324,24N, respectivamente.

Devido à similaridade entre os desenhos MHE1 e MHE2, é possível perceber nas figuras 3, 4 e 5 que a localização da tensão máxima, assim como a localização das tensões menores situou-se nos

mesmos locais, porém a diferença entre elas é que a intensidade das tensões foi maior no MHE2 resultante da utilização de uma pré-carga maior.

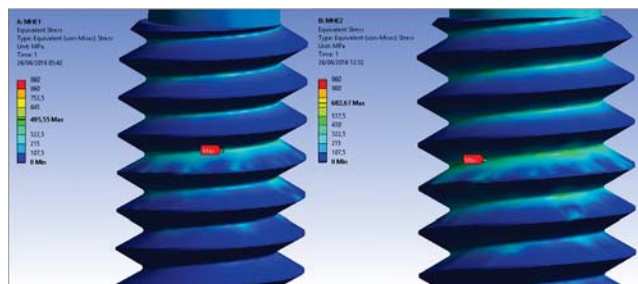


Figura 3 – Tensões máximas dos modelos MHE1 e MHE2, de 495 N e de 682 N, respectivamente.

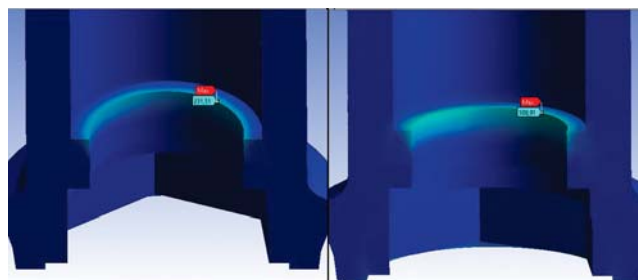


Figura 4 – Tensões máximas na UCLA de 231 N e de 308 N, respectivamente.

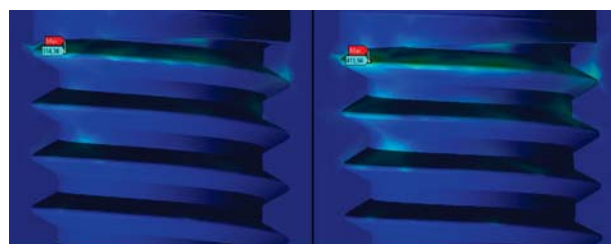


Figura 5 – Tensões máximas no implante de 314 N e de 413 N, respectivamente.

Os valores máximos encontrados em cada um dos contatos entre os componentes podem ser visualizados na tabela 4.

Tabela 4 – Valores máximos em cada um dos contatos das simulações.

Região	MHE1 (N)	MHE2 (N)
Roscas do parafuso protético	495,55 ^b	682,67 ^a
Roscas internas do implante	314,36 ^b	413,94 ^a
Base da cabeça do parafuso protético	232,89 ^b	276,35 ^a
Face interna da UCLA	231,51 ^b	308,91 ^a
Base da UCLA	130,38 ^b	174,14 ^a
Plataforma do implante	99,71 ^b	133,19 ^a

^a representa valores mais altos de tensão

^b representa valores mais baixos de tensão

Como pode ser visualizado na tabela 4, a intensidade das tensões em todos os contatos foi maior no MHE2 resultante da utilização de uma pré-carga maior. Além disso, sabendo-se que o limite de escoamento do material Ti 4 é de 626N e da liga Ti-6Al-4V é de 860N, e sendo que as tensões máximas encontradas nos modelos MHE1 e MHE2 foram, respectivamente, de 495 N e 682 N no parafuso protético e 314 N e 413 N no implante; é possível concluir que tanto as tensões encontradas no modelo MHE1 como do modelo MHE2 não ultrapassaram os valores de escoamento dos materiais.

Como pode-se observar na Figura 3 e 6, tanto no modelo MHE1 como no modelo MHE2, quando aplicada a força de pré-carga a tensão máxima localizou-se na raiz da rosca localizada entre o 4º e o 5º filete do parafuso protético, em razão do contato entre este componente e o implante iniciar-se no 4º filete do parafuso protético, resultando em uma maior tensão nessa região. Isso ocorre porque o torque de aperto pode

alongar principalmente o parafuso em vez de deformar o implante devido à interface dos pontos de contato inicial entre eles, gerando tensões de pré-carga sobre parafuso protético em vez de ocorrer na estrutura (HASAN *et al.*, 2015). Ao causar alterações menores na morfologia dos implantes do que nos parafusos protéticos, conclui-se que a dureza da liga metálica do implante é maior que a dureza da liga metálica do parafuso protético (GUZAITIS *et al.*, 2011).

O comportamento da distribuição de tensões nos dois modelos do implante HE concorda com outros estudos onde foi avaliada a pré-carga neste tipo de implantes (GUDA *et al.*, 2008; MOREIRA *et al.*, 2013; WANG *et al.*, 2009). Além disso, a utilização de um torque de 40 Ncm (25% acima dos 32Ncm recomendados pelo fabricante) pode ser utilizado com segurança para garantir um pré-torque mais elevado (DOOLABH *et al.*, 2014).

5.2. Distribuição de tensões no modelo MCM

Para a avaliação das tensões no modelo MCM foram propostos dois torques de valores diferentes, 20Ncm como recomendado pelo fabricante e 30Ncm que é 10Ncm acima do recomendado. Dessa forma, foi aplicada a fórmula de Bickford para se revelar o valor de pré-carga para cada um dos casos, chegando-se aos valores de 229,71N e 344,57N, respectivamente.

Devido à similaridade entre os desenhos MCM1 e MCM2, é possível perceber nas figuras 6, 7 e 8 que a localização da tensão máxima, assim como a localização das tensões menores situou-se nos mesmos locais, porém, a diferença entre elas é que a intensidade das

tensões foi maior no MCM2 resultante da utilização de uma pré-carga maior.

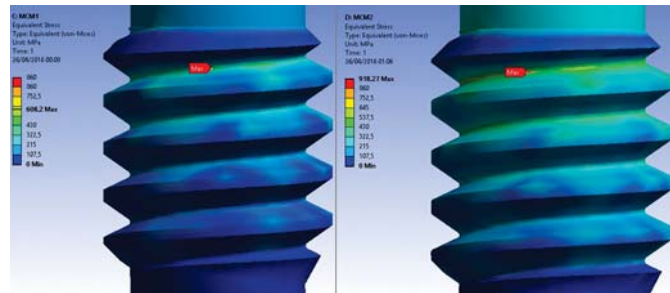


Figura 7 – Tensões máximas dos modelos MCM1 e MCM2, de 608 N e de 918 N, respectivamente.



Figura 8 – Tensões máximas na UCLA de 164 N e de 234 N, respectivamente.



Figura 9 – Tensões máximas no implante de 292 N e de 427 N, respectivamente.

Os valores máximos encontrados em cada um dos contatos entre os componentes podem ser visualizados na tabela 5.

Tabela 5 – Valores máximos em cada um dos contatos das simulações.

Região	MCM1 (N)	MCM2 (N)
Roscas do parafuso protético	608,2 ^b	918,27 ^a
Roscas internas do implante	297,57 ^b	427,98 ^a
Base da cabeça do parafuso protético	154,54 ^b	227,7 ^a
Face interna da UCLA	139,25 ^b	234,48 ^a
Base da UCLA	164,57 ^b	216,86 ^a
Plataforma do implante	76,61 ^b	107,61 ^a

^a representa valores mais altos de tensão

^b representa valores mais baixos de tensão

Como pode ser visualizado na tabela 5, a intensidade das tensões em todos os contatos foi maior no MCM2 resultante da utilização de uma pré-carga maior. Além disso, sabendo-se que o limite de escoamento do material Ti 4 é de 626N e da liga Ti-6Al-4V é de 860N, e sendo que as tensões máximas encontradas nos modelos MCM1 e MCM2 foram, respectivamente, de 608 N e 918 N no parafuso protético e 292 N e 427 N no implante; é possível concluir que tanto as tensões encontradas no modelo MCM1 como a tensão encontrada no implante do modelo MCM2 não ultrapassaram os valores de escoamento dos materiais, porém a tensão resultante no material do parafuso protético no modelo MCM2 ultrapassou o limite de escoamento da liga Ti-6Al-4V.

Quando os valores máximos de tensão ultrapassam o limite de escoamento do material, inicia-se a deformação plástica deste que pode levar o parafuso a fraturar por fadiga (BARBOSA e SOARES, 2008).

Como pode-se observar na Figura 7 e 10, tanto no modelo MCM1 como no modelo MCM2, quando aplicada a força de pré-carga a tensão máxima localizou-se na raiz da rosca localizada entre o 1º e o 2º filete do parafuso protético, devido ao contato entre este componente e o implante iniciar-se no 1º filete do parafuso protético, resultando em uma maior tensão nessa região.

Outros estudos confirmam os resultados encontrados em implantes CM, de forma que em nos locais de maiores tensão não são verificadas regiões de deformação plástica quando utilizado o valor recomendado pelo fabricante (BULAQI *et al.*, 2015; JÖRN *et al.*, 2014; SILVA *et al.*, 2014).

Com relação à pré-carga ótima, a tensão máxima de 608 N encontrada no modelo MCM1 está dentro do valor ótimo, porém quando observado o modelo MCM2 é possível verificar que a tensão máxima de 918 N ultrapassa a margem ótima de pré-carga. Concluindo que a utilização de 10Ncm acima do recomendado pelo fabricante pode se tornar prejudicial para o material, podendo afetar a pré-tensão desejada, assim como, reduzir a resistência à fadiga do componente mesmo estando abaixo do limite de escoamento do material do parafuso.

5.3. Distribuição de tensões entre os modelos MHE e MCM

Para melhor avaliação da distribuição de tensões entre os modelos MHE e MCM, os valores máximos encontrados em cada um dos contatos entre os componentes podem ser visualizados na tabela 6.

Tabela 6 – Valores máximos dos principais contatos das simulações.

Região	MHE1 (N)	MCM1 (N)	MHE2 (N)	MCM2 (N)
Roscas do parafuso protético	495,55 ^d	608,2 ^c	682,67 ^b	918,27 ^a
Roscas internas do implante	314,36 ^c	297,57 ^d	413,94 ^b	427,98 ^a
Base da cabeça do parafuso	232,89 ^b	154,54 ^d	276,35 ^a	227,7 ^c
Face interna da UCLA	231,51 ^c	139,25 ^d	308,91 ^a	234,48 ^b
Base da UCLA	130,38 ^d	164,57 ^c	174,14 ^b	216,86 ^a
Plataforma do implante	99,71 ^c	76,61 ^d	133,19 ^a	107,61 ^b

^a representa valores mais altos de tensão

^d representa valores mais baixos de tensão

Analisando-se a tabela 6 é possível verificar que os maiores valores de tensão foram encontrados nas roscas do parafuso protético do implante Cone-Morse. O contato da base da cabeça do parafuso protético com a face interna da UCLA possui maiores valores de tensão no implante Hexágono Externo em comparação ao implante CM. Isso ocorre, provavelmente, devido ao atrito da conexão morse que ocasiona uma maior tensão na base da UCLA, permitindo assim um alívio nas tensões presentes no pescoço do parafuso protético.

Devido ao menor diâmetro e ao maior comprimento do corpo do parafuso protético do implante CM em comparação com o parafuso do implante HE, a utilização de um torque 10Ncm acima do recomendado pelo fabricante se torna mais prejudicial para o primeiro do que para o segundo, e devido à isso, a utilização de um torque acima do recomendado no implante CM ultrapassou o limite de escoamento do material, enquanto as tensões causadas ao implante HE não se aproximaram.

Quando analisado o valor de pré-carga ótimo do parafuso protético, que deve estar dentro da margem de 516-645 N, é possível verificar que quando utilizado os valores recomendados pelo fabricante no MHE1 a tensão encontra-se abaixo do valor ótimo, enquanto no MCM1 a tensão encontra-se dentro da margem de referência. Porém, quando utilizado o torque de 10Ncm acima do recomendado, no MHE2 a tensão encontra-se acima do valor ótimo, enquanto no MCM2 a tensão ultrapassa o limite de escoamento do material. Por isso, de acordo com este estudo, para que se consiga alcançar a pré-carga ótima no implante HE, deve ser utilizado um torque entre o recomendado pelo fabricante e 10Ncm acima do recomendado, porém, mais estudos devem ser realizados para confirmar esta afirmação.

Quando carregados até a falha, houve fratura dos parafusos protéticos dos implantes CM e HI, enquanto no HE convencional e com diâmetro reduzido, e CM com diâmetro reduzido houve fratura somente do implante. Porém, os maiores valores de resistência foram encontrados no implante CM com UCLA, e os valores dos implantes HE e HI foram similares. O parafuso protético do implante HE foi o que sofreu as menores concentrações tensões entre os três desenhos de implante (FACO, 2013).

Wang et al. (2016) utilizou abutments com diferentes diâmetros (3,5mm e 4mm) e diferentes ângulos de conicidade (6, 8 e 10 graus) de um implante cone-morse de 5mm, e concluiu, tanto no estudo in vitro como no MEF, que a utilização de abutments com diâmetros menores e maiores ângulos de conicidade poderia aumentar a resistência à fratura do implante devido ao aumento da espessura da parede.

Em seu estudo com implante Cone-Morse, Guzaitis et al. (2011) realizou repetidos ciclos de aperto/desaperto com torque de 25Ncm, e verificou que após 10 ciclos de inserção do parafuso protético, este deveria ser trocado para maximizar a força de pré-carga, não devendo-se utilizar o mesmo parafuso protético para os procedimentos clínicos, laboratoriais e para a inserção final da prótese.

A distribuição de tensões no osso ao redor do implante não foi simulada neste estudo, devido à comprovação por alguns estudos que durante a aplicação da pré-carga há transferência mínima de tensões para o tecido ósseo que circunda o implante, seja ele HE ou CM, tanto na região cervical como apical do implante (MOREIRA *et al.*, 2013; WANG *et al.*, 2009; ZHANG *et al.*, 2016).

O método de elementos finitos é de grande valia não somente para pesquisadores, mas também para clínicos, pois os fabricantes realizam testes de resistência em seus produtos e mantêm esses dados sem publicação, não podendo ser utilizado por aqueles que trabalham com isso na clínica. Com as pesquisas sobre a resistência dos materiais dentários, os clínicos podem fazer sua própria avaliação dos produtos e assim realizar seu próprio julgamento com relação às qualidades mecânicas dos produtos escolhidos (WANG *et al.*, 2016).

Em razão dos implantes dentais serem geometricamente complexos, o MEF é visto como o instrumento com melhor capacidade de analisá-los na atualidade, oferecendo também o potencial de avaliar e aperfeiçoar o desenho destes sem precisar passar pelos riscos e despesas de uma implantação (LAVERNIA *et al.*, 1981). Porém, alguns fatores podem produzir imprecisões nestes resultados, como escolha inadequada das simplificações dos modelos matemáticos levando a perda de

detalhes, uso de elemento inadequado ou de malha muito simplificada, entre outros. Dessa forma, para que se obtenha resultados tecnicamente corretos e de relevância clínica em um estudo com MEF, é essencial uma comunicação eficaz entre os profissionais da engenharia e da Odontologia (FREITAS-JÚNIOR *et al.*, 2007), por isso, devido à utilização cada vez mais frequente dos elementos finitos na Odontologia, os Cirurgiões-Dentistas devem possuir cada vez mais conhecimento sobre a análise elementos finitos.

REFERÊNCIAS

ADELL, R.; LEKHOLM, U.; ROCKLER, B.; BR\A ANEMARK, P.-I. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *International Journal of Oral Surgery*, v. 10, n. 6, p. 387–416, 1981.

ALESSANDRETTI, R.; SPAZZIN, W. O.; FARINA, A. P.; MESQUITA, M. F.; BACCHI, A.; SPAZZIN, A. O. Lubrication effect on loosening torque of prosthetic screw under two levels of implant-supported prostheses fit. *Full dent. sci*, v. 5, n. 18, p. 292–297, 2014.

ALVES FILHO, A. *Elementos Finitos: A base da tecnologia CAE*. 5ª. ed. São Paulo: Érica Ltda. 320p, 2007.

ANUSAVICE, K. J. *Phillips Materiais Dentários*. 12ª. ed. [s.l.] Elsevier Brasil. 592p, 2013.

ASM INTERNATIONAL. HANDBOOK COMMITTEE. *Friction, lubrication, and wear technology*. [s.l.] ASM International, 1992. v. 18

ASSAN, A. E. *Método dos elementos finitos: primeiros passos*. 2ª. ed. Campinas: Ed. da UNICAMP. 304p, 2003.

BACCHI, A.; PALUDO, L.; FERRAZ MESQUITA, M.; SCHUH, C.; FEDERIZZI, L.; ORO SPAZZIN, A. Loosening torque of prosthetic screws in metal–ceramic or metal–acrylic resin implant-supported dentures with different misfit levels. *Journal of Biomechanics*, v. 46, n. 7, p. 1358–1362, 2013.

BACCHI, A.; REGALIN, A.; BHERING, C. L. B.; ALESSANDRETTI, R.; SPAZZIN, A. O. Loosening torque of Universal Abutment screws after cyclic loading: influence of tightening technique and screw coating. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, v. 7, n. 5, p. 375, 2015.

BARBOSA, G. F.; DA SILVA, I. N. L.; LACROIX, C. G. S. Prosthetic screws manufacturing: does the way threads are manufactured influence their performance? *ImplantNews*, v. 4, n. 5, p. 499–502, 2007.

BARBOSA, G. F.; SOARES, R. B. G. Does burnout plastic prosthetic copings generate more tensions on gold prosthetic screw? An analysis through finite element method - FEA. *ImplantNews*, v. 5, n. 5, p. 497–501, 2008.

BHANDARI, S.; AGGARWAL, N.; BAKSHI, S. Ultrasonic Oscillations for Conservative Retrieval of a Rare Fracture of Implant Healing Abutment. *Journal of Oral Implantology*, v. 39, n. 4, p. 475–478, 2013.

BULAQI, H. A.; MASHHADI, M. M.; SAFARI, H.; SAMANDARI, M. M.; GERAMIPANAH, F. Effect of increased crown height on stress distribution in short dental implant components and their surrounding bone: a finite element analysis. *The Journal of prosthetic dentistry*, v. 113, n. 6, p. 548–557, 2015.

BURGUETE, R. L.; JOHNS, R. B.; KING, T.; PATTERSON, E. A. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. *J Prosthet Dent*, v. 71, n. 6, p. 592–599, 1994.

CANPOLAT, C.; ÖZKURT-KAYAHAN, Z.; KAZAZOĞLU, E. Management of a Fractured Implant Abutment Screw: A Clinical Report: Fractured Abutment Screw. *Journal of Prosthodontics*, v. 23, n. 5, p. 402–405, 2014.

CARDOSO, M.; TORRES, M. F.; LOURENÇO, E. J. V.; DE MORAES TELLES, D.; RODRIGUES, R. C. S.; RIBEIRO, R. F. Torque removal evaluation of prosthetic screws after tightening and loosening cycles: an in vitro study: Torque removal of prosthetic screws. *Clinical Oral Implants Research*, v. 23, n. 4, p. 475–480, 2012.

CETLIN, P. R.; SILVA, P. DA; PENNA, J. A. *Análise de fraturas*. São Paulo: ABM. 229p, 1979.

DOOLABH, R.; DULLABH, H. D.; SYKES, L. M. A comparison of preload values in gold and titanium dental implant retaining screws. *South African Dental Journal*, v. 69, n. 7, p. 316–320, 2014.

FACO, E. F. DE S. *Avaliação da resistência à fratura e tensões em diferentes implantes e conexões protéticas: Análise in vitro e MEF-3D*. [s.l.: s.n.].

FARINA, A. P.; SPAZZIN, A. O.; XEDIEK CONSANI, R. L.; MESQUITA, M. F. Screw joint stability after the application of retorque in implant-supported dentures under simulated masticatory conditions. *Journal of Prosthetic Dentistry*, v. 111, n. 6, p. 499–504, 2014.

FREITAS, R. DE; DÓRIA, M. C.; OLIVEIRA-NETO, L. A.; LORENZONI, F. C. Falha do parafuso passante em minipilar cônico angulado cone morse: relato de caso. *Innovations Implant Journal*, v. 5, n. 2, p. 65–69, 2010.

FREITAS-JÚNIOR, A. C.; ROCHA, E. P.; ASSUNÇÃO, WIRLEY GONÇALVES; DOS SANTOS, P. H. Bioengineering applied to Odontology: finite element analysis versus photoelasticity. *ImplantNews*, v. 4, n. 5, p. 469–476, 2007.

FREITAS-JÚNIOR, A. C.; ROCHA, E. P.; BONFANTE, E. A.; ALMEIDA, E. O.; ANCHIETA, R. B.; MARTINI, A. P.; ASSUNÇÃO, W. G.; SILVA, N. R. F. A; COELHO, P. G. Biomechanical evaluation of internal and external hexagon platform switched implant-abutment connections: An in vitro laboratory and three-dimensional finite element analysis. *Dental Materials*, v. 28, n. 10, p. 218–228, 2012.

GENG, J. P.; TAN, K. B.; LIU, G. R. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry*, v. 85, n. 6, p. 585–98, 2001.

GUDA, T.; ROSS, T. A.; LANG, L. A.; MILLWATER, H. R. Probabilistic analysis of preload in the abutment screw of a dental implant complex. *The Journal of prosthetic dentistry*, v. 100, n. 3, p. 183–193, 2008.

GUZAITIS, K. L.; KNOERNSCHILD, K. L.; VIANA, M. A G. Effect of repeated screw joint closing and opening cycles on implant prosthetic screw reverse torque and implant and screw thread morphology. *Journal of Prosthetic Dentistry*, v. 106, n. 3, p. 159–169, 2011.

HASAN, I.; KEILIG, L.; BOURAUUEL, C.; LÜCKERATH, W. The effect of screw preload and framework material on the success of cementable fixed partial prostheses: A finite element study. *Annals of Anatomy - Anatomischer Anzeiger*, v. 199, p. 58–66, 2015.

IMAM, A. Y.; MOSHAVERINIA, A.; CHEE, W. W. L.; MCGLUMPHY, E. A. A technique for retrieving fractured implant screws. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, v. 111, n. 1, p. 81–83, 2014.

JORGE, R. N.; DINIS, L. *Teoria da plasticidade*. Porto: Departamento de Engenharia Mecânica e Gestão Industrial-Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto. 65p, 2004.

JÖRN, D.; KOHORST, P.; BESDO, S.; RÜCKER, M.; STIESCH, M.; BORCHERS, L. Influence of lubricant on screw preload and stresses in a finite element model for a dental implant. *J Prosthet Dent*, v. 112, n. 2, p. 340–348, 2014.

KITAGAWA, T.; TANIMOTO, Y.; ODAKI, M.; NEMOTO, K.; AIDA, M. Influence of implant/abutment joint designs on abutment screw loosening in a dental implant system. *Journal of Biomedical Materials Research - Part B Applied Biomaterials*, v. 75, n. 2, p. 457–463, 2005.

- LANG, L. A.; KANG, B.; WANG, R.-F.; LANG, B. R. Finite element analysis to determine implant preload. *The Journal of prosthetic dentistry*, v. 90, n. 6, p. 539–546, 2003.
- LAU, Y. H.; PANG, I. C. A modified instrument for removing a fractured abutment screw. *J Prosthet Dent*, v. 71, n. 5, p. 542, 1994.
- LAVERNIA, C. J.; COOK, S. D.; WEINSTEIN, A. M.; KLAWITTER, J. J. An analysis of stresses in a dental implant system. *Journal of Biomechanics*, v. 14, n. 8, p. 555–560, 1981.
- MAALHAGH-FARD, A.; JACOBS, L. C. Retrieval of a stripped abutment screw: A clinical report. *Journal of Prosthetic Dentistry*, v. 104, n. 4, p. 212–215, 2010.
- MAGRIN, G. L.; DALAGO, H. R.; SCHULDT, G.; BENFATTI, C. A. M.; BIANCHINI, M. A. Avaliação transversal retrospectiva do desempenho clínico dos parafusos protéticos do sistema Implacil De Bortoli com cinco ou mais anos em função. *ImplantNews*, v. 11, n. 4, p. 514–8, 2014.
- MATTHEOS, N.; LI, X.; ZAMPELIS, A.; MA, L.; JANDA, M. Investigating the micromorphological differences of the implant-abutment junction and their clinical implications: a pilot study. *Clinical Oral Implants Research*, p. n/a–n/a, 2015.
- MISCH, C. E. *Implantes dentais contemporâneos*. 2ª. ed. Rio de Janeiro: Santos. 685p, 2000.
- MISCH, C. E.; PEREL, M. L.; WANG, H.-L.; SAMMARTINO, G.; GALINDO-MORENO, P.; TRISI, P.; STEIGMANN, M.; REBAUDI, A.; PALT, A.; PIKOS, M. A.; SCHWARTZ-ARAD, D.; CHOUKROUN, J.; GUTIERREZ-PEREZ, J.-L.; MARENZI, G.; VALAVANIS, D. K. Implant Success, Survival, and Failure: The International Congress of Oral Implantologists (ICOI) Pisa Consensus Conference: *Implant Dentistry*, v. 17, n. 1, p. 5–15, 2008.

- MOREIRA, W.; HERMANN, C.; PEREIRA, J.; BALBINOTI, J.; TIOSSI, R. A three - dimensional finite element study on the stress distribution pattern of two prosthetic abutments for external hexagon implants. *European Journal of Dentistry*, v. 7, n. 4, p. 484–91, 2013.
- NASCIMENTO JR., H. *Estudo da relação torque x força tensora e do coeficiente de atrito em parafusos revestidos isentos de cromo hexavalente*. 2003. 194 f. Dissertação (Mestrado)—Belo Horizonte: Departamento de Engenharia Mecânica da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, 2003.
- SADID-ZADEH, R.; KUTKUT, A.; KIM, H. Prosthetic Failure in Implant Dentistry. *Dental Clinics of North America*, v. 59, n. 1, p. 195–214, 2015.
- SAILER, I.; PHILIPP, A.; ZEMBIC, A.; PJETURSSON, B. E.; HÄMMERLE, C. H. F.; ZWAHLEN, M. A systematic review of the performance of ceramic and metal implant abutments supporting fixed implant reconstructions. *Clinical Oral Implants Research*, v. 20, n. SUPPL. 4, p. 4–31, 2009.
- SHIGLEY, J. E.; BUDYNAS, R. G.; NISBETT, J. K. *Shigley's mechanical engineering design*. 10 ed. ed. New York, NY: McGraw-Hill Education, 2015.
- SHIGLEY, J. E.; MISCHKE, C. R.; BUDYNAS, R. G. *Projeto de engenharia mecânica*. 7ª. ed. Porto Alegre: Bookman. 960p, 2005.
- SILVA, G. C.; CORNACCHIA, T. M.; DE MAGALHÃES, C. S.; BUENO, A. C.; MOREIRA, A. N. Biomechanical evaluation of screw- and cement-retained implant-supported prostheses: A nonlinear finite element analysis. *The Journal of prosthetic dentistry*, v. 112, n. 6, p. 1479–1488, 2014.
- SIMON, R. L. Single implant-supported molar and premolar crowns: A ten-year retrospective clinical report. *Journal of Prosthetic Dentistry*, v. 90, n. 6, p. 517–521, 2003.

SONES, A. D. Complications with osseointegrated implants. *The Journal of prosthetic dentistry*, v. 62, n. 5, p. 581–585, 1989.

WANG, K.; GENG, J.; JONES, D.; XU, W. Comparison of the fracture resistance of dental implants with different abutment taper angles. *Materials Science and Engineering: C*, v. 63, p. 164–171, 2016.

WANG, R.-F.; KANG, B.; LANG, L. A.; RAZZOOG, M. E. The dynamic natures of implant loading. *The Journal of prosthetic dentistry*, v. 101, n. 6, p. 359–371, 2009.

WIERSZYCKI, M.; KAKOL, W.; LODYGOWSKI, T. Fatigue algorithm for dental implant. *Foundations of Civil and Environmental Engineering*, v. 7, p. 363–380, 2006.

WILLIAMSON, R. T.; ROBINSON, F. G. Retrieval technique for fractured implant screws. *The Journal of prosthetic dentistry*, v. 86, n. 5, p. 549–50, 2001.

ZARB, G. A.; SCHMITT, A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto study. Part III: Problems and complications encountered. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, v. 64, n. 2, p. 185–194, 1990.

ZHANG, G.; YUAN, H.; CHEN, X.; WANG, W.; CHEN, J.; LIANG, J.; ZHANG, P. A Three-Dimensional Finite Element Study on the Biomechanical Simulation of Various Structured Dental Implants and Their Surrounding Bone Tissues. *International Journal of Dentistry*, v. 2016, p. 1–9, 2016.