Investigação Científica

Análise de tensões pelo método dos elementos finitos em implantes dentários com plataforma cone morse

Finite element stress analysis in morse cone platform dental implants

Maria Angélica Machado Dâmaso* Alexandre Assis Rezende Santos* Ricardo Rodrigues Magalhães** Douglas Campideli Fonseca***

Resumo

A previsão do comportamento mecânico de implantes dentários inclinados é um fator importante na área odontológica e o Método dos Elementos Finitos (MEF) é considerado uma ferramenta para esse fim. Objetivo: analisar a distribuição de tensões e deslocamentos em implantes cônicos do tipo cone morse com 3,5 mm de diâmetro e pilares com 4,8 mm e 3,8 mm de diâmetro, submetidos a carregamentos de compressão (100 N e 200 N), inclinados a 20º e 45º com base de aco inoxidável e osso cortical via MEF. Materiais e método: utilizaram-se dois modelos tridimensionais de implantes e pilares instalados de forma inclinada a 20º e 45º, os quais foram submetidos a carregamentos de compressão no sentido vertical para baixo (eixo - Y). Resultados: as tensões máximas de von Mises apresentaram valores superiores para geometrias com inclinação de 45º e carregamento de 200 N. Foi possível verificar ainda que os resultados para implantes submetidos ao carregamento de 100 N a 45º apresentaram valores superiores (574,16 MPa), quando comparado com dados da literatura, com diferença de 8,7%. O mesmo pôde ser verificado para resultados de deslocamento, onde o conjunto de implantes-pilares com inclinação maior (45º) apresentou maiores valores, quando comparados com implantes-pilares com inclinação menor (20º). Conclusão: foi possível certificar via MEF que as maiores tensões são obtidas para carregamentos com inclinações maiores, sendo que o mesmo ocorre para valores de deslocamento. O MEF demonstrou ser uma alternativa viável na área odontológica para prever o comportamento mecânico de implantes dentários.

Palavras-chave: Análise numérica. Implantodontia. Tensões. Deslocamentos.

http://dx.doi.org/10.5335/rfo.v24i3.9595

^{*} Mestre pelo Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Sistemas e Automação da Universidade Federal de Lavras (Ufla)" por "Mestre em Engenharia de Sistemas e Automação pela Universidade Federal de Lavras (Ufla), Departamento de Engenharia, Lavras, Minas Gerais, Brasil.

^{*} Mestrando do Programa de Pós-Graduação em Engenharia de Sistemas e Automação da Universidade Federal de Lavras (Ufla)" por "Mestre em Engenharia de Sistemas e Automação pela Universidade Federal de Lavras (Ufla), Departamento de Engenharia, Lavras, Minas Gerais, Brasil.

Doutor em Engenharia Industrial. Professor adjunto da Universidade Federal de Lavras (Ufla), Departamento de Engenharia, Lavras, Minas Gerais, Brasil.

Doutor em Odontologia. Professor de Periodontia do Centro Universitário de Lavras (Unilavras), Lavras, Minas Gerais, Brasil.

Introdução

A implantodontia é a especialidade da odontologia que tem como objetivo principal a reabilitação de áreas edêntulas, reestabelecendo a estética do paciente e devolvendo o processo mastigatório, por meio das próteses sobre implantes dentários. Existe dentro desse contexto o período de osseointegração, que pode ser entendido como processo de cicatrização óssea, no qual o osso sofre uma remodelação junto do implante. Os implantes osseointegrados, reagem às forças mastigatórias de maneira diferente aos dentes naturais, pois esses últimos, apresentam o ligamento periodontal que entre outras funções absorve forças e permite a movimentação do dente. Por outro viés, o implante quando osseointegrado dissipa essas forças em conjunto com o tecido ósseo. Branemark*, em 1983, estudando o fluxo sanguíneo em fêmures de coelhos, verificou que, ao colocar câmaras de titânio no osso desses animais, a câmara fixava fortemente e não era possível a sua remoção. Ele levou essa ideia para a área odontológica, surgindo o termo osseointegração. O implante de Branemark original tinha o formato de cilindro, posteriormente, as formas cônicas apareceram e com o passar dos tempos muitos implantes foram introduzidos após a sua descoberta¹.

A utilização de implantes tipo cone morse proporciona que as próteses tenham um perfil estético melhor e essa conexão permite um melhor controle de biofilme, diminuindo a possibilidade de complicação após a instalação dos implantes. Dessa forma, a utilização desses implantes vem sendo estudada. Moris et al. (2012)2 analisou um implante cone morse com pilares de dois tamanhos, sendo um pilar convencional com 4,8 mm de diâmetro e um pilar com 3,8 mm de diâmetro por meio de ensaios de compressão, avaliando o comportamento mecânico desses implantes quando instalados a 45º de inclinação². Dentro desse contexto a técnica de instalação de implantes inclinados surgiu como alternativa para tratamentos em casos que apresentam limitações como atrofia maxilar e diminuição do volume ósseo. Os pontos

positivos da utilização dessa técnica são: o menor tempo de tratamento, conseguir evitar o enxerto ósseo e redução do custo financeiro³.

Sendo assim, é necessário a compreensão sobre o comportamento mecânico dos materiais. Os ossos apresentam comportamento mecânico mais complexo do que outros materiais quando submetidos a esforços mecânicos. As propriedades mecânicas dos materiais podem ser definidas como sendo a forma como ele irá resistir a determinado esforço sem que ocorra o rompimento ou deforme de maneira irreparável. É dividido em duas regiões: região de fase elástica e região de fase plástica. A fase elástica ocasiona o aumento da deformação de forma linear com o aumento da carga, voltando à forma original caso a carga seja retirada. O mesmo não pode ser dito para a fase plástica, que por sua vez, pode ser entendida como a etapa em que o material sofrerá deformações permanentes, ou seja, ele não retornará ao seu estado inicial⁴.

Dessa forma, para um melhor conhecimento do comportamento mecânico dos implantes dentários, vem sendo utilizado o Método dos Elementos Finitos (MEF) como uma ferramenta capaz de prever, usando recurso computacional, o comportamento mecânico de estruturas biomecânicas. Dessa forma, é necessária a compreensão sobre os critérios de falha que está diretamente relacionada à perda da capacidade de uma estrutura ou de componente suportar determinada carga. O critério de von Mises é, atualmente, o mais utilizado para esse fim, por apresentar boa aceitação tanto no meio acadêmico como no industrial, que por sua vez, pode ocorrer a partir do escoamento ou falha de um determinado material dúctil, quando a energia de distorção do material for igual ou superior à energia de distorção desse, quando sujeito a escoamento em ensaio de tração simples. Sendo assim, é possível encontrar estudos relevantes na área odontológica, na qual o MEF é usado para verificar a região de maior concentração de tensões⁵⁻⁹.

Considerando a deficiência de informações na literatura, este trabalho estudou tensões e deslocamentos de implantes instalados de forma inclinada em blocos a 20° e 45° com propriedades mecânicas de aço inoxidável e osso cortical por

Branemark, P.I. Osseointegration and its experimental background. The Journal of Prosthetic Dentistry; 1983 apud (1)

se tratar de uma pesquisa ainda incipiente. Portanto, este projeto tem como objetivo principal realizar um estudo comparativo via MEF da distribuição de tensões e deslocamentos em implantes dentários cônicos do tipo *cone morse*, com 3,5 mm de diâmetro e 11,5 mm de comprimento com pilares protéticos de 4,8 mm e 3,8 mm de diâmetro quando submetidos a carregamentos de compressão (100N e 200N) inclinados a 20º e 45º, com base de aço inoxidável e osso cortical.

Materiais e método

A metodologia empregada nesta pesquisa foi desenvolvida a partir de simulação computacional, utilizando o MEF. Para isso, foram gerados, via CAD (*Computer Aided Design*), modelos tridimensionais dos implantes dentários, os quais podem ser considerados uma representação da estrutura física real das geometrias analisadas.

Modelagem geométrica dos implantes

Para a modelagem dos implantes, foi utilizado o Solidworks e para as simulações numéricas, o Ansys. No Solidworks, foram gerados modelos para os blocos angulados, que serviram de suporte para o conjunto implante-pilar. Além disso, foram gerados modelos geométricos de um implante cônico tipo cone morse - Pross® (Dabi Atlante®, Ribeirão Preto, Brasil) com 3,5 mm de diâmetro e 11,5 mm de comprimento os pilares de fixação com 4,8 mm e 3,8 mm de diâmetro, conforme Aranha¹⁰ (2014). As simulações foram realizadas em implantes posicionados com inclinações de 20º e 45º a uma distância de 1 mm acima do nível ósseo. Em seguida, foram inseridas as propriedades dos materiais e condições de contorno (carregamentos e engastes) para os modelos analisados.

Para a elaboração das geometrias e realização das simulações, foi utilizado um computador com processador Intel Core i7-7700, memória RAM de 16 GB e placa de vídeo GeForce CTX 1050 Ti com memória de 4 GB GDDR5. A partir dos dados de entrada (modelo geométrico, material e condições de contorno), foi verificada a distribuição das tensões e deslocamentos na condição do conjunto implante-pilar submetido a cargas de compres-

são de 200 N. Conforme Wang et al.⁷ (2016), este valor está compreendido dentro da faixa de forças de mordida. Além do carregamento de 200 N, foi adotada a carga de 100 N para fins de comparação com dados da literatura.

Propriedades dos materiais

O material adotado para o conjunto implantepilar foi o titânio. O material adotado para bloco, foi o aço inoxidável, conforme sugerido por Moris et al. (2012)². Além disso, foi atribuído ao bloco, o material osso cortical. Todos os materiais utilizados nas simulações apresentam as propriedades mecânicas definidas na Tabela 1.

Tabela 1 – Propriedades mecânicas dos materiais

Material	Módulo de Young (GPa)	Coeficiente de Poisson (υ)	Densidade (g/cm³)	Tensão de escoamento (MPa)
Aço inoxidável	195	0,25	8,00	690
Titânio (tipo 4)	105	0,37	4,51	825
Osso Cortical	14	0,30	1,80	121

Fonte: elaborado pelos autores com adaptação^{5,10,11,12,13,14}.

Condições de contorno

Inicialmente, foram atribuídas aos modelos, condições de contorno, tais como: carregamento e fixação, inclinação, geometria e materiais utilizados nos implantes. Foi realizada a simplificação da geometria, retirando-se a rosca do implante e do pilar com o objetivo de reduzir custo computacional.

O modelo foi dividido em partes para facilitar o controle dimensional da malha ao longo da estrutura. Entende-se por malha, os elementos que estão conectados entre si no modelo, podendo ser configurada com diferentes números de elementos⁶. Para garantir a confiabilidade do modelo, foi realizada a análise de convergência de malha para os implantes e pilares de 3,8 mm e 4,8 mm respectivamente. Os tipos de malhas adotados neste trabalho foram: tetraédrica para regiões onde a geometria foi considerada complexa (SOLID187) e hexaédrica para regiões onde a geometria foi considerada simples (SOLID186), sem grandes variações com cortes e furos (topo do pilar), conforme indicado na Figura 1.

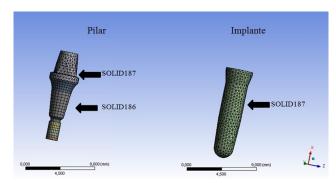


Figura 1 – Tipos de malhas do pilar e do implante Fonte: dos autores.

Para a análise de convergência de malhas, foi monitorada a tensão em pontos do implante (B) e do pilar (C) sob ação de uma carga F de compressão no valor de 200 N na direção vertical de cima para baixo em blocos inclinados a 20° e 45° , conforme Figura 2. O mesmo procedimento foi adotado para a carga de 100 N.

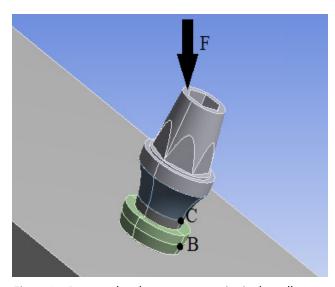


Figura 2 – Pontos adotados para convergência de malhas Fonte: dos autores.

Os contatos utilizados na geometria do implante e do pilar (região externa do implante com o bloco, interna na parte inferior de contato do implante com o pilar e na parte do topo do pilar) foram do tipo bonded (conectado), pois são contatos que não permitem a formação de espaços ou deslizamentos entre os corpos durante a simulação. Foi adotado o contato frictionless (sem atrito) apenas entre as geometrias do pilar e implante na parte superior, conforme Figura 3. O tipo de contato frictionless permite que o contato entre os corpos se mantenha, no caso de uma carga

que tende a comprimir um corpo contra o outro ou quando houver um desacoplamento entre eles, o que aproxima de uma condição real. No caso deste trabalho, como não se tem conhecimento do coeficiente de fricção entre os corpos (implante e pilar), foi usado o contato tipo *frictionless*.

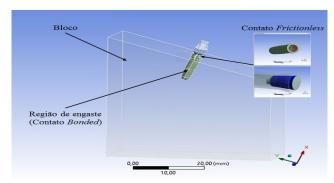


Figura 3 – Região com contato tipo bonded e frictionless Fonte: dos autores.

Para modelar o comportamento do conjunto implante-pilar sob ação de cargas de compressão de 100N e 200 N, foi utilizada a simulação do tipo transiente no período de 10 segundos¹⁵, adotando-se o critério de von Mises para a análise das tensões.

Resultados

Os resultados da convergência de malhas para os implantes com pilares de 3,8 mm e 4,8 mm estão apresentados nas Figuras 4 e 5, respectivamente. Vale ressaltar que as quantidades de elementos apresentadas nas Figuras 4 e 5 são referentes ao conjunto bloco, pilar e implante. Contudo, durante o processo de convergência de malha, alterou-se apenas o número de elementos do pilar e do implante, mantendo-se o número de elementos do bloco constante, uma vez que o modelo do bloco não influencia nos resultados de convergência de malhas.



Figura 4 – Convergência de malhas para implante com pilar de 3,8 mm

Fonte: dos autores.



Figura 5 – Convergência de malhas para implante com pilar de 4.8 mm

Fonte: dos autores

A partir dos resultados de convergência de malhas, adotou-se para o implante com pilar de 3,8 mm de diâmetro, um modelo com 131840 elementos e 239604 nós e para o implante com pilar de 4,8 mm de diâmetro, um modelo com 162298 elementos e 275034 nós para fins de simulação. O tempo de simulação foi em média de 38 minutos para os implantes com pilares de 3,8 mm de diâmetro e 53 minutos para implantes com pilares de 4,8 mm de diâmetro.

Os resultados referentes às tensões de von Mises para o modelo do pilar de 4,8 mm com a base de osso cortical, quando submetido à carga de compressão de 100 N e instalados de forma inclinada a 20º e 45º estão representadas na Figura 6.

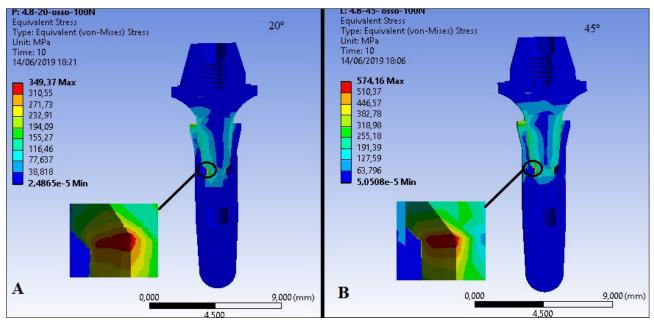


Figura 6 – Mapa de tensões para o conjunto implante-pilar com inclinações de 20º(A) e 45º(B) Fonte: dos autores.

Como esperado, o mapa de tensões de von Mises (Figura 6) certificou que para o mesmo carregamento (100N) e implantes instalados a diferentes inclinações, menores valores de tensões são identificados nos implantes de 20º, quando comparados com valores de tensões para implantes instalados com inclinações maiores (45º). Esse fato ocorreu tanto para os implantes com pilares de 3,8 mm quanto para os implantes com pilares de 4,8 mm. Verificou-se ainda que a região onde ocorre a maior concentração de tensão está localizada no pilar (Figura 6), tanto em implantes com pilares de 3,8 mm como em implantes com pilares de 4,8 mm de diâmetro.

Os valores de tensões máximas de von Mises, tanto para o conjunto implante-pilar de 3,8 mm como para o de 4,8 mm com carregamentos de 100 N e 200 N em blocos inclinados a 20º e 45º com bases de aço inoxidável e osso cortical estão apresentados na Figura 7.

A partir dos resultados de tensões máximas de von Mises (Figura 7), é possível identificar que os maiores valores estão localizados nos pilares, tanto para o pilar de 3,8 mm quanto para o pilar de 4,8 mm de diâmetro em todos os casos. Entretanto, observou-se menor valor de tensão para o conjunto com pilar de 4,8 mm de diâmetro. Esse fato pode ser justificado em razão da

geometria do pilar ser maior em relação ao pilar de 3,8 mm. Consequentemente, o mesmo pilar possui maior quantidade de material, que por sua vez, uma área maior, o que justifica uma redução de tensões nestes componentes para este caso.

O conjunto implante-pilar quando submetido a um carregamento com inclinação de 20º apresentou resultados de tensões relativamente menores nas simulações, quando comparados com inclinação de 45º. Esse fato confirma que, em casos clínicos, dependendo da situação, é viável a instalação de implantes com menores inclinações.

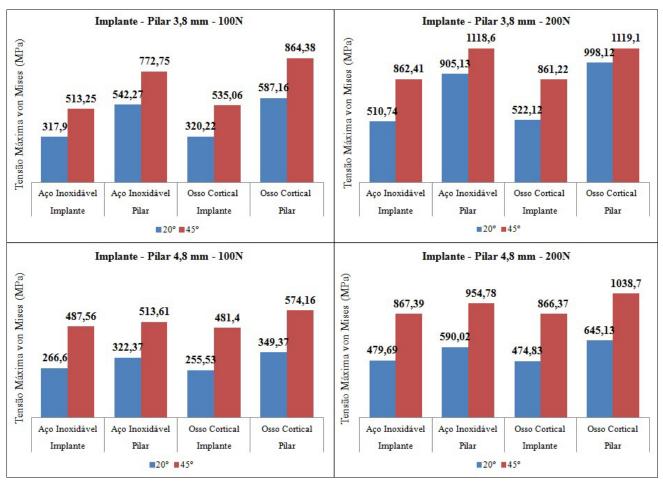


Figura 7 – (A)Tensão de von Mises Implante-Pilar 3,8 mm com 100 N, (B) Tensão de von Mises Implante-Pilar 3,8 mm com 200 N, (C) Tensão von Mises Implante-Pilar 4,8 mm com 100 N, (D) Tensão von Mises Implante-Pilar 4,8 mm com 200 N

Por meio da Figura 7 (A e C), é possível verificar menor valor de tensões nos implantes e pilares quando submetidos a cargas de compressão de 100N, fato que pode ser confirmado por meio de dados encontrados na literatura.

Fonte: dos autores

Analisando os valores de tensões no bloco com osso cortical, verificou-se que, na direção da inclinação do implante, foram encontrados valores máximos de tensão variando entre 24,28 MPa a 111,8 MPa (Figura 8).

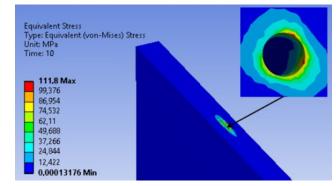


Figura 8 – Região de tensão máxima de von Mises no bloco de osso cortical

Fonte: dos autores.

Os deslocamentos encontrados por meio de simulações numéricas no conjunto implante-pilar de 3,8 mm e 4,8 mm com carregamentos de 100

N e 200 N em blocos inclinados a 20º e 45º com bases de aço inoxidável e osso cortical estão representados graficamente por meio da Figura 9.

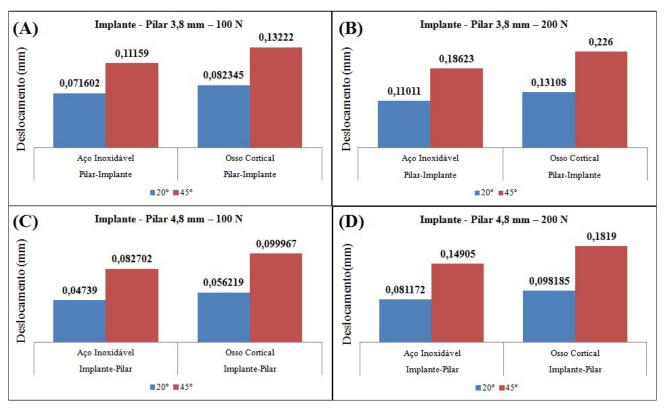


Figura 9 – Deslocamentos Implante-Pilar: (A) 3,8 mm com 100 N, (B) 3,8 mm com 200 N, (C) 4,8 mm com 100 N, (D) 3,8 mm com 200 N

Fonte: dos autores.

Comparando os resultados de deslocamentos encontrados na simulação (Figura 9), pode-se notar que os implantes com pilares de 3,8 mm apresentam deslocamentos maiores em relação aos implantes com pilares de 4,8 mm. Relacionando esses dados, é possível verificar que para os conjuntos instalados a inclinações maiores (45º), apresentaram valores mais altos de deslocamentos, como esperado.

Discussão

O MEF vem sendo utilizado como ferramenta de análise mecânica na área odontológica em especial na implantodontia^{5,6,8}. Entretanto, algumas limitações podem ocorrer, levando-se em consideração algumas simplificações inerentes ao modelo em estudo e relacionando com a qualidade dos modelos nos quais se realiza a simulação¹⁶.

Em primeira análise, pode-se verificar dados quantitativos no que diz respeito à distribuição de tensões em conjuntos de pilares e implantes e por meio de uma comparação com os dados obtidos. Observaram-se valores maiores de tensões de von Mises em conjuntos de implante-pilar cuja inclinação foi de 45º, em especial para pilares de 4,8 mm, envolvendo carregamentos de 100 N, cujo valor foi de 574,16 MPa, conforme Figura 7 (C). Dado semelhante pode ser encontrado em estudos utilizando de implantes envolvendo cargas oblíquas a 45º em carregamentos de 100 N de compressão, simulados em região de mandíbula, apresentaram valor máximo de tensão de von Mises em torno de 524 MPa¹⁷, o que representou uma diferença de 8,7% em relação à literatura. Valores aproximados puderam ser notados para a mesma situação em estudos realizados por Aalaei et al. (2017)18, sendo que foi verificado nos pilares, máxima concentração de tensão de von Mises

(430 MPa)¹⁸, confirmando que o presente estudo tem aproximação com os resultados encontrados na literatura em estudos similares.

Nas situações em que o conjunto implante--pilar são instalados com inclinações menores, é possível verificar uma faixa de tensão máxima de von Mises inferior quando comparados com instalações em inclinações maiores. No caso deste trabalho, em nenhum dos casos, ocorreu o rompimento do material, entretanto, ocorreram deformações plásticas, já que o limite de escoamento foi ultrapassado (825 MPa)¹⁰, conforme Figura 7 (B e D). Implantes instalados de forma oblíqua têm efeito de propiciar concentração de tensões maiores e solicitar mais a estrutura quando submetida a um certo carregamento, o que torna indispensável a simulação de cargas em implantes oblíquos, visando um melhor planejamento do tratamento com implantes¹⁶.

Por meio dos resultados obtidos a partir de deslocamentos simulados neste trabalho, pode--se observar que os valores estão próximos aos encontrados na literatura. Visto que Moraes et al. (2013)19, ao analisar implantes com diâmetros próximos aos estudados neste trabalho, verificou que o deslocamento total era de 0,126 mm para carregamentos oblíquos a 45º com cargas de 100 N de compressão. Esse valor encontra-se próximo ao encontrado neste trabalho, em que, para a geometria do implante com pilar de 3,8 mm, encontrou-se um valor de deslocamento de 0,132 mm, levando--se em consideração o mesmo carregamento (100 N) e igual inclinação, conforme Figura 8 (A). Com isso, verifica-se uma diferença entre os valores de aproximadamente 4,5%. Essa pequena diferença pode ser justificada, levando-se em consideração que as dimensões adotadas do implante são ligeiramente distintas nos dois estudos.

Embora o objetivo principal desta pesquisa fosse a avaliação de tensões e deslocamentos em conjuntos de pilares e implantes instalados de forma inclinada quando submetidos a carregamentos de compressão, é possível verificar ainda alguns valores adicionais, no que diz respeito a tensões de von Mises nos blocos de osso cortical, sendo que os valores encontrados neste trabalho variaram de 24,28 MPa a 111,80 MPa. Inicialmente pode-se afirmar que tais valores se encon-

tram abaixo da tensão de escoamento do material, uma vez que a tensão de escoamento aplicada e encontrada na literatura foi de 121 MPa¹⁴. Outro fator importante observado nesta pesquisa, é que os resultados sugerem que o aumento do diâmetro do pilar pode ampliar a concentração de tensões no bloco ósseo, principalmente sobre cargas oblíquas maiores.

Foram encontradas certas dificuldades relacionadas ao desenvolvimento de uma metodologia coerente com dados encontrados na literatura. Alguns fatores não estão bem definidos, tais como: propriedades mecânicas dos materiais estudados, tipos de malhas empregadas, elementos adotados na análise, fato que, de certa maneira, dificultou uma comparação mais fiel em relação a outros dados na literatura.

Devido à realização de simplificações da geometria, como a retirada da rosca do implante e do pilar e a utilização do contato *frictionless*, além da não utilização da coroa para as simulações, podem ser considerados fatores limitadores deste trabalho.

Muitos parâmetros comparados nos trabalhos que utilizam MEF devem ser observados com certa cautela. Devido à variedade de metodologias aplicadas, nem sempre é possível comparar os resultados de forma precisa, por este fato, buscou-se com este estudo estabelecer critérios de uma metodologia embasada e reprodutível, a exemplo da convergência de malhas, possibilitando que os próximos trabalhos possam ser comparados entre si.

Quando se verifica a distribuição de tensões ao redor de implantes osseointegrados, com base nos dados obtidos pela realização deste trabalho, é pertinente afirmar que a geometria do conjunto implante-pilar é um fator relevante, sendo que, a técnica de instalação de implantes inclinados deve-se levar em conta a quantidade de osso cortical presente na região, visto que parte das tensões sobre os implantes serão transmitidas para a estrutura óssea.

Conclusão

Com base na metodologia empregada e considerando suas limitações (simplificações geométricas e ausência de testes experimentais), verifi-

cou-se por meio de simulações numéricas, maior concentração de tensões em implantes instalados de forma inclinada. Portanto, o MEF pode ser considerado uma potencial solução na avaliação de tensões máximas de von Mises e deslocamentos totais em implantes e pilares quando instalados de forma inclinada. Como trabalhos futuros, sugere-se o emprego de outras metodologias, como exemplo, a realização de testes experimentais, no intuito de validar as simulações realizadas e aumentar a confiabilidade deste tipo de estudo.

Abstract

Predicting the mechanical behavior of tilted implants is an important factor in the field of dentistry, and the Finite Element Analysis (FEA) is a tool for such purpose. Objective: To analyze the distribution of stresses and displacements in conical Morse cone implants with 3.5 mm of diameter and abutments with 4.8 mm and 3.8 mm of diameter, subjected to compression loads (100 N and 200 N), tilted at 20° and 45° with stainless steel base material and cortical bone, using FEA. Materials and method: Two three-dimensional models of implants and abutments tilted at 20° and 45° were used, and they were subjected to vertical downward compression loads (Y-axis). Results: Maximum von Mises stresses presented higher values for the 45° inclination and 200 N load. It was also verified that the results for implants subjected to a load of 100 N and implants tilted at 45° presented higher stress values (574.16 MPa) than literature data, with a difference of 8.7%. This was also observed for displacement results, in which implant-abutment assemblies with greater inclination (45°) presented higher values than implant-abutments with smaller inclination (20°). Conclusion: The FEA showed that higher stress values were obtained when compression loads were applied to greater inclinations. This also occurred for displacement results. The FEA represented a viable alternative in the field of dentistry to predict the mechanical behavior of dental implants.

Keywords: Numerical analysis. Dental implant. Stresses. Displacements.

Referências

- Abraham CM. A brief historical perspective on dental implants, their surface coatings and treatments. The Open Dentistry Jornal. 2014; 8(5):50-5.
- Moris ICM, Faria ACL, Mattos MGC, Ribeiro RF, Rodrigues RCS. Mechanical analysis of conventional and small diameter conical implant abutments. The Journal of Advanced Prosthodontics. 2012; 4(8):158-61.
- Berwanger E, Cacenotte D, Valle CA, Lodi L, Rigo L. Técnica de instalação de implantes inclinados na reabilitação da maxila atrófica. Full Dent, Sci, 2014; 6 (21):33-8.
- Shimano MM, Shimano AC, Volpon JB. Histerese de fêmures de ratas submetidos a ensaio de flexão, em diferentes faixas etárias. Revista Brasileira de Engenharia Biomédica. 2002; 18 (2):89-97.
- Wang K, Geng J, Jones D, Xu W. Comparison of the fracture resistance of dental implants with different abutment taper angles. Materials Science and Egineering, 2016; 63:164-71.
- Junior JFS, Mello CC, Batista VES, Lopes LFTP, Almeida DAF, Verri FR, et al. A influência de diferentes materiais de revestimento oclusal em implantes regulares. Odontologia Clínico Científica. 2013; 3:231-5.
- Littuma GJS, Lopez CAV, Engler MLPD, Magini RS, Meurer E. Análise tridimensional de elementos finitos da distribuição de tensões em implantes inclinados: Uma revisão da literatura. Revista de Odontologia Universidade cidade São Paulo. 2016; 29 (1):48-56.
- Gümrükçü Z, Korkmaz YT, Korkmaz FM. Biomechanical evaluation of implant-supported prothesis with various tilting implant angles and bone types in atrophic maxilla: A finite element study. Computers in Biology and Medicine, 2017; 86:47-54.
- Brito JVC, Garcia DC, Crispim SS, Matos JDM, Figueiredo VMG. Application of finite elements in dentistry: A literature review. Revista Bahiana de Odontologia. 2017; 8 (8):77-80.
- 10. Aranha LC. Estudos dos parâmetros de estabilidade de travamento entre implante dentário e componente protético através do sistema cone morse. [Tese]. São Paulo: Instituto de pesquisas energéticas nucleares; 2014.
- Narendra Kumar U, Mathew AT, Iyer N, Rahman F, Manjubala I. A 3D Finite element analysis of dental Implants with varying thread angles. Materials Today: Proceedings. 2018; 5: 11900-11905.
- Rosa SSRF, Souza EKF, Urbizagástegui PAA, Peixoto LRT, Rocha AF. Modelagem matemática da tíbia humana usando Bond Graph. 2013; 29 (4): 329-342.
- Matweb-Material Property data. Matweb, Titanium Grade 4. 2019. Disponível em: http://www.matweb.com/sear-ch/DataSheet.aspx?MatGUID=4b86c47a545247afae3da-55d62381f89>. Acesso em: 15 jan. 2019.
- Martin RB, Burr DB, Sharkey NA. Skeletal Tissue Mechanics. 1. ed. New York, USA: Springer; 1998.
- 15. Göre E, Evlioglu G. Assessment of the Effect of Two Occlusal Concepts for Implant-Supported Fixed Prostheses by Finite Element Analysis in Patients With Bruxism. Journal of Oral Implantology, 2014; 40(1): 68-75.
- 16. Avelar R, Barcellos ASP, Carvalho RL, Kimpara ET. Análise da influência da morfologia do modelo ósseo na distribuição das tensões do Sistema de implante cone morse, método dos elementos finitos tridimensionais. Fac Odontol Univ Passo Fundo. 2016; 21(1):75-80.

- 17. Chang, SH, Huang, SR, Huang, SF, Lin, CL. Mechanical response comparison in an implant overdenture retained by ball attachments on conventional regular and mini dental implants: A Finit Element analysis. Computer Methods in Biomechanics and Biomechanical Engineering, 2016; 19(8): 911-21.
- 18. Aalaei S, Naraki ZR, Nematollahi F, Beyabanaki E, Rad AS. Stress distribution pattern of screw-retained restorations with segmented vs. non-segmented abuments: A finite element analysis. Journal of Dental Research, Dental Clinics, Dental Prospects, 2017; 11(3):149-55.
- Moraes SLD, Verri FR, Júnior JFS, Almeida DAF, Mello CC, Pellizzer EP. A 3-D Finite Element Study of the Influence of Crown-Implant Ratio on Stress Distribution. Brazilian Dental Journal, 2013; 24(6): 635-41.

Endereço para correspondência:

Maria Angélica Machado Dâmaso Rua Sara Zákhia, 149, Centro, Itumirim Minas Gerais, Brasil, CEP: 37210-000 Telefone: (35) 984786592 E-mail: mariaangelica.damaso@yahoo.com.br

Recebido: 01/07/19. Aceito: 22/11/19.