

ANÁLISE DE INICIAÇÃO DE TRINCA POR FADIGA EM IMPLANTE DENTÁRIO TIPO CÔNICO COM ENCAIXE CONE MORSE

JUNIOR, Ailton Eduardo de Oliveira

Centro Universitário de Anápolis - UniEVANGÉLICA. ailtoneduardojunior@hotmail.com

RICCIOPPO, Felipe Pinheiro Zago

Centro Universitário de Anápolis - UniEVANGÉLICA. fzagoengenharia@outlook.com

Resumo

Os implantes dentários convencionais basicamente são constituídos por uma liga de Titanium. Um mineral utilizado em grande escala em procedimentos cirúrgicos e de reabilitação pelo fator osso integração ser na faixa de 92%. As possíveis e principais complicações presentes em implantes dentários podem ocorrer por falhas na indicação do tratamento, planejamento cirúrgico e protético inadequados, higiene bucal deficiente, seleção de material e dimensionamento à fadiga inadequados. Em geral materiais utilizados na fabricação de um implante devem seguir alguns pré-requisitos como resistência mecânica a esforços de flexão, cisalhamento e compressão, resistência à tração, fadiga, fratura, corrosão. Para a área da odontologia o mais importante é prevenir o início da falha/trinca dos implantes por fadiga. Supondo que o torque seja aplicado somente na implantação do parafuso, e que a mastigação causa um estresse no material por fadiga, foram feitas três simulações no software SolidWorks. Primeiro foi aplicado uma carga de compressão na superfície do parafuso e posteriormente o torque onde seria feito o encaixe do parafuso com o motor de implante. Com esses dois dados em mãos foi possível realizar o teste de fadiga com o critério de Von Misses baseado em 10.000 ciclos. A determinação do modo de falha requer extenso conhecimento sobre a resposta da prótese às cargas utilizadas, aos parâmetros críticos relacionados com o início da falha, à deformação, aos deslocamentos, às cargas, ao número de ciclos de cargas ou à combinação de todos esses fatores.

Palavras-chave: Implante dentário, Trinca, Fadiga, Simulação.

Abstract

Conventional dental implants are basically made of a Titanium alloy. A mineral used on a large scale in surgical and rehabilitation procedures due to the bone integration factor being in the range of 92%. The possible and main complications present in dental implants can occur due to failures in the treatment indication, inadequate surgical and prosthetic planning, deficient oral hygiene, inadequate material selection and sizing to fatigue. In general, materials used in the manufacture of an implant must follow some prerequisites such as mechanical resistance to bending, shearing and compression efforts, tensile strength, fatigue, fracture, corrosion. For dentistry, the most important thing is to prevent the onset of failure / crack of implants due to fatigue. Assuming that torque is applied only when implanting the screw, and that chewing causes stress on the material due to fatigue, three simulations were performed in the SolidWorks software. First, a compression load was applied to the surface of the screw and then the torque where the screw would be fitted with the implant motor. With these two data in hand, it was possible to perform the fatigue test with the Von Misses criterion based on 10,000 cycles. Determination of the failure mode requires extensive knowledge about the response of the prosthesis to the loads used, the critical parameters related to the beginning of the failure, deformation, displacements, loads, the number of load cycles or the combination of all these factors.

Keywords: Dental Implant, Strength, Fatigue, Simulation.

1. Introdução

Com o passar dos anos, pesquisas e acompanhamentos clínicos na área da odontologia, mais especificamente na ala de implantes dentários ossointegrados comprovou que essa modalidade é viável devido ao elevado índice de sucesso. Isso é possível pelo fato de o material utilizado no tratamento ser biocompatível, ou seja, o titânio não é reconhecido pelo corpo como um organismo estranho. Graças a essa ossointegração entre o tecido humano e o titânio, o índice de sucesso está entre 90 e 95%. Apesar do resultado estético e funcional satisfatório, devemos ficar atentos a possíveis causas que venha desencadear complicações nesses implantes, inclusive a trinca.

Implantes dentários são utilizados para substituir um ou mais dentes através de um procedimento cirúrgico onde ocorre a implantação de pinos de titânio muito parecido com pequenos parafusos. Podem ser utilizados para ancorar uma coroa, próteses fixas e também se necessário no caso clínico usar em próteses totais (dentaduras). (Garcia, 2006)

Os implantes dentários convencionais basicamente são formados pelo implante propriamente dito que é um parafuso⁴ com geometria específica para o rosqueamento e fixação no osso, de uma conexão³ também conhecida como pilar que serve como base de adaptação da coroa¹ permitindo adequar uma estética e um parafuso² de pilar utilizado para fixar o pilar ao implante. (Garcia, 2006)

Figura 1: Esboço de um implante



Fonte: clinicaallere.com.br/por-que-colocar-implantes-dentarios/

Denomina-se prótese odontológica toda estrutura que restaura a função mastigatória e substitui componentes dentários danificados. Geralmente quando se utiliza próteses implanto-suportadas, podemos ter complicações relacionadas com as condições biomecânicas que são as mais comuns. Dentre estas, devido a micro movimentação do implante por muita tensão e perda óssea precoce pode-se ocorrer falhas na cicatrização dos implantes. As condições de fadiga podem levar a fratura do implante ou do componente. Além disso, a longo prazo a saúde da interface osso-implante pode ser controlada pela manifestação das cargas biomecânicas nos implantes dentários. (Losada, 2018)

Na década de 1950 alguns pesquisadores observaram que alguns materiais, dentre eles o titânio, formavam uma ligação muito forte entre os ossos que os envolviam e deram o nome a esse processo de ossointegração. (Garcia, 2006)

Figura 2: Imagem demonstrando a ossointegração entre componente e tecido humano



Fonte: www.vitalodontoiimplantes.com.br/artigo/saiba-o-que-acontece-quando-seu-implante-dentario-se-quebra/51/

As possíveis e principais complicações presentes em implantes dentários podem ocorrer por falha na indicação do tratamento, planejamento cirúrgico e protético inadequados, higiene bucal deficiente ou a seleção de material e dimensionamento à fadiga inadequados. Esses são alguns fatores que podem levar os parafusos de implantes dentários à ruptura/trinca.

O intuito deste trabalho é realizar simulação numérica para identificar os campos críticos de tensão em um parafuso cone morse utilizando o software SolidWorks.

2. Revisão da literatura

Em geral materiais utilizados na fabricação de um implante devem seguir alguns pré-requisitos como resistência mecânica a esforços de flexão, cisalhamento e compressão, resistência à tração, fadiga, fratura, corrosão. Biocompatibilidade, densidade e resistência ao desgaste, todas essas características devem ser respeitadas na metalurgia de um pino odontológico. (Garcia, 2006)

Segundo Garcia (2006, p.15) "os implantes dentários, normalmente, utilizam o titânio ou ligas de titânio, que podem ser recobertos com uma fina camada de cerâmica, fosfato de cálcio (hidroxiapatita), que são revestimentos destinados a produzir uma superfície bioativa promovendo crescimento ósseo e induzindo uma direta ligação entre o implante e o tecido duro. Esse fenômeno tem sido chamado de biointegração".

Um dente natural após receber um trauma pode facilmente, desde que não exista nenhum dano significativo na raiz dentária nem nos tecidos que a constituem, ser revitalizado com aplicação de resina e permanecer na arcada dentária. Já os implantes não. Devido ao tipo de material que constituem um implante, ao se quebrar, não pode, simplesmente, ter suas partes coladas para que sejam revitalizados, já que esse não é um procedimento que será capaz de manter sua estrutura a longo prazo, ocasionando em uma ruptura/trinca novamente.

Segundo Hibbeler (2010, p. 77) quando um metal é submetido a ciclos repetidos de tensão ou deformação, sua estrutura pode romper-se, devido ao seu comportamento de fadiga.

O titânio, material utilizado nos implantes dentários, é o nono elemento mais abundante na Terra. Em sua forma pura esse metal possui características bastantes interessantes. Ele se assemelha à platina nos aspectos da alta resistência à corrosão, e é semelhante ao aço quanto a resistência mecânica. Dentre as propriedades físicas, possui um elevado ponto de fusão (1678oC) e a baixa massa específica (4,54 g/cm³). A liga Ti6Al4V apresenta alto desempenho em tração, sendo assim o material metálico com maior relação resistência/densidade. Sua densidade chega ser 42% menor que a do aço e sua resistência pode ser 100% maior. (Dos Santos, 2014)

A superfície do implante estudado é constituída de dióxido de titânio TiO₂ (equivalente ou superior ao AlO₂). Além disso a superfície é tratada com jateamento e ataque ácido alternados. O duplo selamento morse permite maior estabilidade e maior selamento bacteriano do componente protético. As roscas trapezoidais aceleram a condensação óssea. Por suas características únicas de usinabilidade, propriedades

mecânicas e resistência a corrosão, a liga Ti-6Al-4V é um material de destaque. Experiências clínicas realizadas no emprego dessa liga mostram que suas vantagens são mais relevantes em comparação com outros biomateriais. (Leyens,2003).

A grande vantagem da liga Ti-6Al-4V em relação aos outros materiais biomédicos, após a implantação, é a baixa interferência em procedimentos de imagem como a Ressonância Magnética, já que forma rapidamente óxido titânio ou composto complexos de óxido e hidretos na superfície do material, gerando imagens mais nítidas. Outro importante ponto é o módulo de elasticidade da liga Ti-6Al-4V, que é aproximadamente a metade de outras ligas metálicas comuns utilizadas em implantes ortopédicos. O baixo módulo resulta num material que é menos rígido e se deforma elasticamente quando aplicado carregamento biomecânico. Estas propriedades podem ter influências significativas na osteointegração, em que se deseja um casamento próximo entre as propriedades elásticas do osso e do implante cirúrgico. (Leyens,2003).

As ligas $\alpha+\beta$ apresentam teores balanceados de elementos α e β estabilizadores, de modo que a faixa de formação de fases α e β é estendido para a temperatura ambiente. As ligas $\alpha+\beta$ podem conter desde 10% até 50% de fase β retida à temperatura ambiente. Processos de tratamentos térmicos e termomecânicos podem variar as concentrações volumétricas das fases α e β , alterando a microestrutura e resultando em uma ampla variação das propriedades mecânicas da liga. (Brunette, 2001).

No projeto de uma prótese dental tornamos seus componentes mecânicos sujeitos a falhas, tanto estáticas como dinâmicas. A determinação do modo de falha requer extenso conhecimento sobre a resposta da prótese às cargas utilizadas, aos parâmetros críticos relacionados com o início da falha (que pode ser a tensão), à deformação, aos deslocamentos, às cargas, ao número de ciclos de cargas ou à combinação de todos esses fatores. (Losada, 2018).

2.1. Análise de fadiga

Caracteriza-se fadiga como uma forma de falha que pode ocorrer em estruturas submetidas a tensões dinâmicas e flutuantes (pontes, aeronaves, componentes de máquina e etc.). Os danos microscópicos resultantes do processo de fadiga ainda que em tensões bem abaixo da resistência máxima de um dado material, podem se acumular levando assim ao desenvolvimento de trincas, que resultam na falha do componente (Dowling, 2013). O termo “fadiga” é utilizado devido ao fato deste tipo de falha ocorrer normalmente após um longo período de esforço repetido ou ciclagem de tensão. (Callister, 2007; ASTM, 2002).

Podemos caracterizar o processo de falha por fadiga em 3 etapas, sendo: iniciação da trinca, propagação e fratura final do componente devido ao crescimento instável da trinca. Callister também afirma que, geralmente a superfície de fratura é perpendicular à direção de uma tensão de tração aplicada (Callister, 2007). A primeira etapa pode ter uma curta duração de tempo, a segunda etapa envolve o maior tempo de vida da peça, e a terceira etapa é instantânea.

Figura 3: Terminologia da vida em fadiga



Fonte: aula fadiga s-n

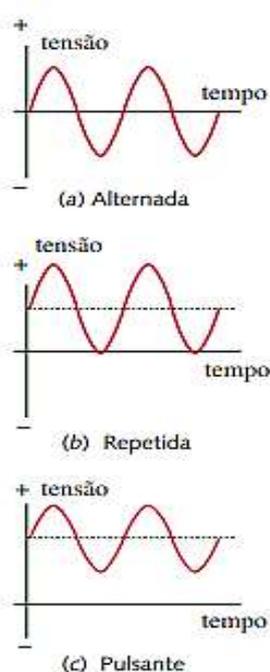
O implante assim como outras peças que operam com carregamento cíclico constante durante muitos ciclos, exige que seja projetado para uma vida infinita.

A deformação plástica durante o carregamento cíclico, pode ocorrer no local de maior concentração de tensão. Essa deformação plástica induz dano permanente ao componente e, logo, uma trinca se desenvolve. Essa trinca irá se propagar e aumentar de tamanho com o aumento do número de ciclos do carregamento, até que, em um determinado número de ciclos, esse componente apresente falha. (Lee, 2005). Identificar as fases é difícil pois depende das características do material e da metodologia utilizada para tratar o problema. (Castro, 2018). Assim, é fundamental que peças dinamicamente carregadas sejam projetadas para minimizar a concentração de tensões.

2.2. Iniciação da trinca

Suponha que o material é um metal dúctil e, sendo manufacturado, não apresenta trincas, mas possui partículas, inclusões, etc., que são comuns em materiais de engenharia. Em uma escala microscópica, os metais não são homogêneos e isotrópicos. Supondo que existam algumas regiões de concentração geométrica de tensão (entalhes) em locais com tensões variantes no tempo significativas que contenham uma componente positiva (tração), como mostra a Figura 6. Conforme as tensões no entalhe oscilam, pode ocorrer escoamento local devido à concentração de tensão, mesmo que a tensão nominal na seção esteja bem abaixo do valor da tensão de escoamento do material. A deformação plástica localizada causa distorções e cria bandas de deslizamento (regiões de intensa deformação devido a movimentos cisalhantes) ao longo dos contornos dos cristais do material. (Norton, 2013)

Figura 4: Tensões variantes no tempo



Fonte: Norton, 2013

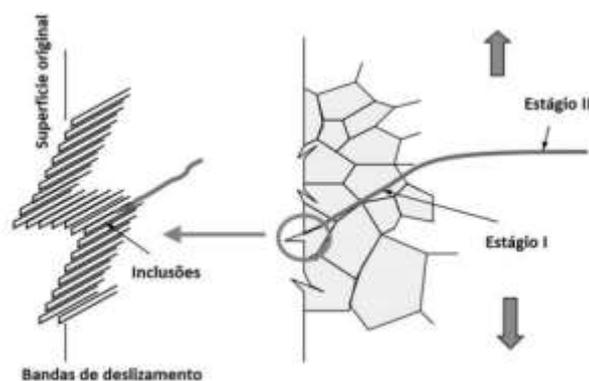
À medida que os ciclos de tensão ocorrem, bandas de deslizamento adicionais aparecem e agrupam-se em trincas microscópicas. Mesmo na ausência de um entalhe (como em corpos de prova planos)

este mecanismo ainda ocorrerá, desde que se exceda o limite de escoamento em alguma região do material. (Norton, 2013)

Vazios ou inclusões preexistentes servirão como intensificadores de tensão para iniciar a trinca. Materiais menos dúcteis não apresentam a mesma habilidade para escoar, comparados àqueles e tendem a desenvolver trincas mais rapidamente. Eles são mais sensíveis a entalhes. Materiais frágeis (especialmente os fundidos) que não escoam podem pular esse estágio inicial e proceder diretamente para a propagação da trinca em locais de existência de vazios ou inclusões, que atuam como trincas microscópicas. (Norton, 2013)

A iniciação da trinca é dividida entre o crescimento das trincas dos estágios I e II. A nucleação e o crescimento no estágio I normalmente são consideradas enquanto propagação inicial de trincas curtas em um comprimento finito, da ordem de um par de grãos, no plano de tensão de cisalhamento máximo no local. Pelo fato de o tamanho da trinca ser comparável à microestrutura do material, nessa fase, a plasticidade da ponta da trinca é muito afetada pelas características de deslizamento, nível de tensão, orientação e tamanho de grão. Devido à concentração de tensão, pode ocorrer escoamento nas regiões que são livres de defeitos, mesmo que a tensão no local seja menor que o valor da tensão de escoamento do material. Na representação gráfica do processo de danos por fadiga (Figura X), é possível notar que a nucleação da trinca começa no local onde há a concentração de tensão mais alta nas bandas de deslizamento permanentes. (Garcia et al, 2012).

Figura 5: Estágio de nucleação



Fonte: Modificado de Lee et al, 2005

Os três principais métodos utilizados no projeto e análise de vida em fadiga são: método S-N, método da fratura mecânica linear-elástica e o método ϵ -N. O objetivo desses métodos, é tentar prever a vida de um determinado componente em números de ciclos, até que a falha ocorra (N) para um nível específico de carga. Classifica-se como fadiga de baixo ciclo, a vida de um componente com $1 \leq N \leq 10^3$ ciclos e alto ciclo quando $N > 10^3$ ciclos. (Castro, 2018).

Baseado apenas em níveis de tensão, o método S-N é a abordagem menos precisa a tal curva, especialmente para aplicações de baixo ciclo. Porém, é o mais tradicional por ser mais fácil de implementar, ter um amplo suporte de dados e por representar a vida em fadiga para alto ciclo de forma adequada. (Castro, 2018).

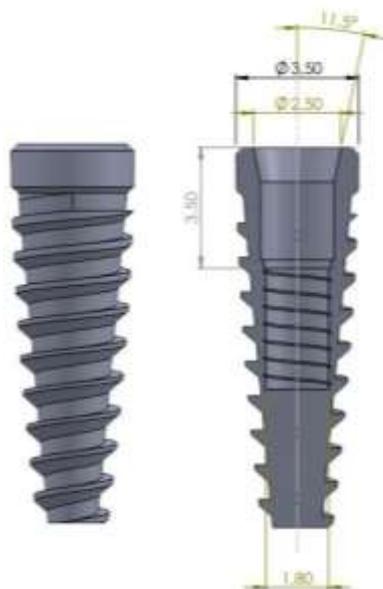
Envolvendo uma análise mais detalhada da deformação plástica em regiões localizadas, cujas tensões e deformações são consideradas para a estimativa da vida, o método ϵ -N é especialmente adequado às aplicações de ciclo de baixa fadiga. Diversas idealizações devem ser compostas ao aplicar esse método e, assim, algumas incertezas existirão nos resultados. Por esta razão, é apresentada apenas por causa do seu valor para compreensão da natureza da fadiga. (Castro, 2018).

O método da mecânica da fratura assume que uma trinca já está presente e detectada. Essa é utilizada para prever o crescimento da trinca em relação à intensidade da tensão. É mais prático quando aplicado a grandes estruturas em conjunto com códigos computacionais e a um programa de inspeção periódica. (Castro, 2018)

3. Metodologia

O trabalho foi realizado considerando um parafuso de implante dentário do tipo Cônico com encaixe Cone Morse com um diâmetro de 3.5 mm, um comprimento de 7 mm, uma rosca interna de 1.8 mm e um ângulo de 11.5°. O parafuso estudado possui as seguintes propriedades:

Figura 6: Parafuso cone morse feito no solidworks



Fonte: Autor

Tabela 1: Informações técnicas do parafuso

DADOS TÉCNICOS DO PARAFUSO	
Liga	Ti-6Al-4V
Tipo	$\alpha+\beta$
E (Gpa)	110-140
LE (MPa)	1185
LRT (Mpa)	1233
E (%)	13-16
Tensão verdadeira de fratura (MPa)	1717

Fonte: SolidWorks

Sendo:

E – Módulo de Young;

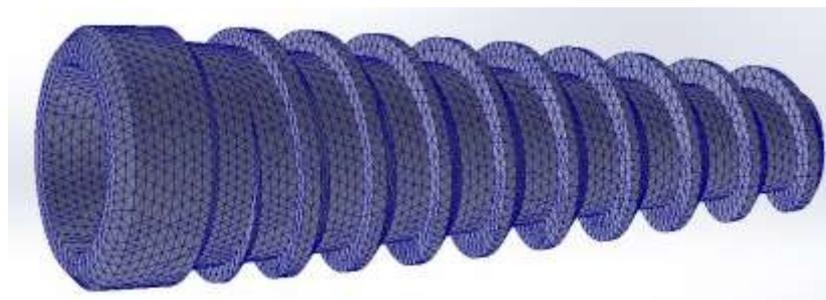
LE – Limite de Escoamento;

LRT – Limite de resistência a tração.

O projeto do parafuso foi desenvolvido no software solidworks. Utilizando o método de elementos finitos uma malha sólida foi gerada. Sabendo que a malha é constituída por “pequenos” nós como demonstrado na figura 7, quanto maior for o número de nós gerado pelo software, mais precisos serão os resultados. Propriedade essa já definida pela programação CAD do solidworks.

Com base nessa informação e a capacidade do computador utilizado para execução, foi gerada uma malha ou elemento tetraédrico com um total de 83303 elementos finitos, e conseqüentemente 128198 nós.

Figura 7: Malha utilizada no estudo



Fonte: Autor

Para realizar a simulação, foram consideradas 2 condições baseadas na fisiologia oral adotadas pelo pesquisador Gong Zhang et al (2016):

- Uma força oclusal vertical de 200 N com ângulo $\theta = 0$ na superfície do parafuso.
- Um torque de 0.2 N.m sobre o parafuso.

Realizou-se uma simulação de compressão aplicando-se uma força de 200N na face superior do parafuso.

Com base na análise do sistema parafuso-osso, é aceitável que consideremos e observemos o comportamento da concentração de tensões (Von Mises) mínima e máxima com o intuito de simular uma situação real que o parafuso poderá sofrer após ser implantado conforme ilustrado abaixo, onde as setas verdes indicam a face com a geometria fixa e as setas rosas indicam o sentido e a direção da força aplicada.

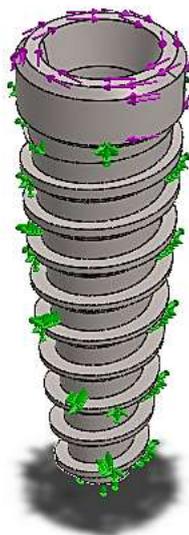
Figura 8: Simulação de compressão



Fonte: Autor

Em seguida foi realizada uma simulação de torque aplicando-se 0.2 N.m e considerou-se que esta carga foi aplicada após o parafuso estar totalmente fixado no tecido ósseo. As setas verdes indicam as faces onde o parafuso estaria fixado, e as rosas a direção e o sentido do torque conforme demonstrado na imagem abaixo:

Figura 9: Simulação de torque



Fonte: Autor

Dada a circunstância onde o material para esse tipo de procedimento é projetado para ter uma vida infinita, ou seja, o número de ciclos de carga ao qual supostamente deveria suportar é de 10^9 , foi feito um ensaio de fadiga utilizando essa quantidade de ciclos. O próprio solid após a execução dos testes anteriores compressão e torque é capaz de gerar o resultado utilizando como base o método de tensão equivalente (Von Misses) para o cálculo de tensão alternada e o modelo de Gerber para a correção da tensão média.

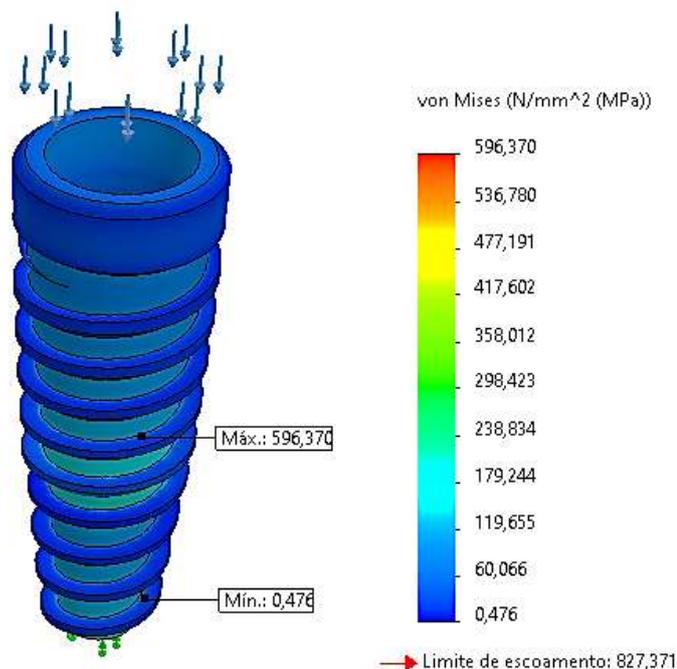
4. Resultados e discussão

Figura 10: Simulação de compressão realizada pelo pesquisador Gong Zhang



Fonte: Gong Zhang, 2016

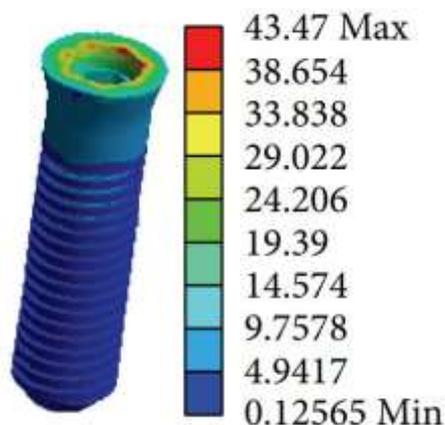
Figura 11: Resultado da simulação de compressão



Fonte: Autor

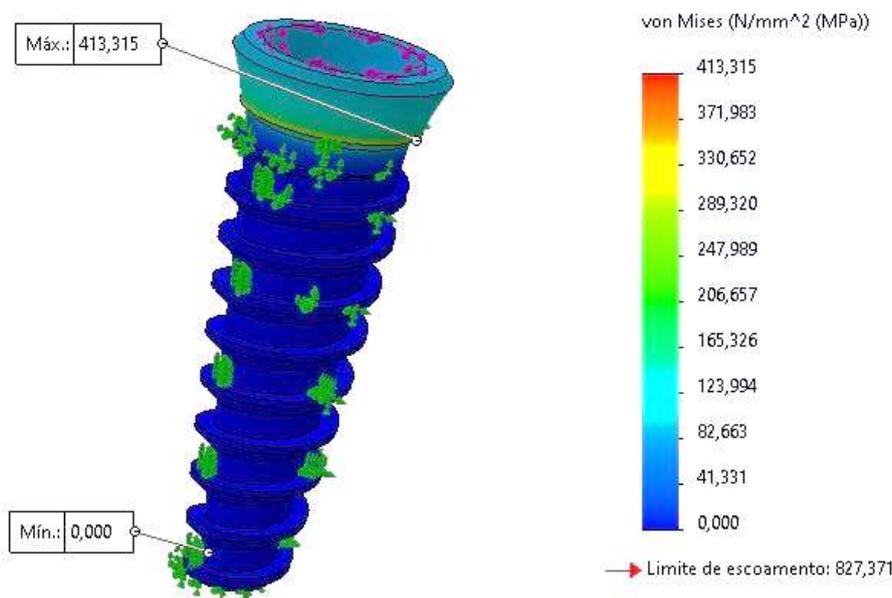
Como podemos observar, o parafuso não sofre dano significativo ao aplicar a carga de 200N. Esse resultado era esperado pelos pesquisadores, assim como o teste onde o pesquisador Gong Zhang realizou. Em nenhum dos casos a força aplicada foi suficiente para atingir o limite de escoamento da liga de titânio utilizada, e conseqüentemente prejudicar o implante.

Figura 12: Simulação de torque realizada pelo pesquisador Gong Zhang



Fonte: Gong Zhang

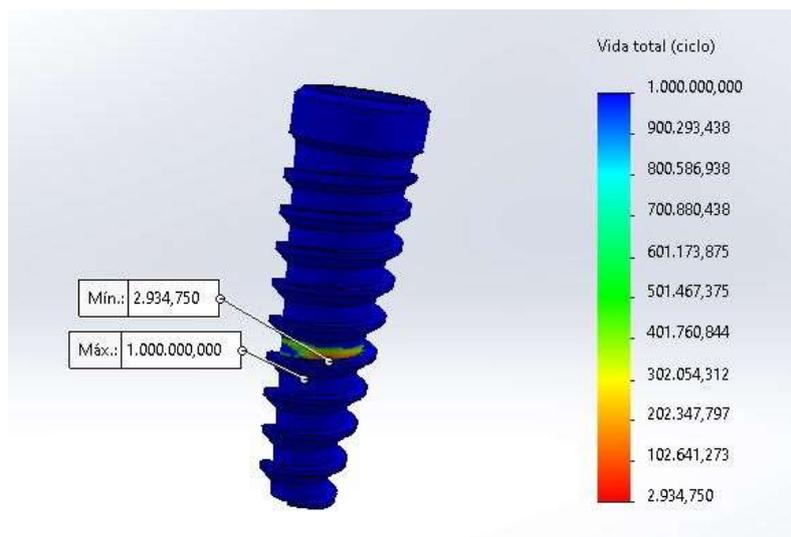
Figura 13: Resultado da simulação de torque



Fonte: Autor

Na simulação de torque feita pelo Gang Zhang percebe-se que a face superior no interior do parafuso sofreu dano. Em alguns mm da região chegou a atingir o valor máximo de esforço suportado para aquela situação definida. Já na simulação feita neste estudo demonstra que a face lateral superior do parafuso sofreu um “estrangulamento” ocasionando em uma deformação plástica do material. Ou seja, não é recomendado que se aplique essa carga de torque em numa situação real no momento em que o cirurgião-dentista estiver realizando a cirurgia para a implantação do parafuso no tecido ósseo do paciente.

Figura 14: Resultado da vida em fadiga



Fonte: Autor

Finalmente o ensaio de fadiga e a finalização do estudo. Podemos observar que no nó 20393, aconteceu a ruptura do material. Com base na geometria usinada do parafuso, a liga de titânio, e a situação pré definida dos ensaios de compressão e torque, a iniciação da trinca ocorrerá quando atingir 2.934,750 ciclos de carga. Nesse momento o implante começa diminuir sua vida útil. Caso venha a sofrer mais dano, provavelmente acarretará na troca do implante.

5. Conclusão

Com base nas pesquisas realizadas concluímos que o bom planejamento do tratamento protético, boas medidas protocolares de manutenção e preservação da saúde gengival e periodontal, são fundamentais para minimizar as falhas associadas ao uso dos implantes.

Visando que para a área odontológica é mais interessante prevenir a trinca, pois quando se trata de um sistema tão complexo como esse, a prevenção é o único método de otimizar as falhas, dado que para esse tipo de tratamento, apartir do momento que a trinca se inicia o parafuso já não deve mais ser utilizado. Com isso podemos concluir que as próteses odontológicas sofrem carregamentos cíclicos referente à mastigação. Diante disso fica evidente o fato de que deve ser avaliado profundamente as falhas, que podem ser por sobrecargas, corrosão, desgaste e o principal que foi abordado nesse trabalho o fenômeno de fadiga. Esse estudo é importante pelo fato de que aponta para o aumento de segurança e durabilidade das próteses. Além disso foi constatado também que falhas por indicação de tratamento, fatores do próprio organismo ou higiene bucal deficiente pode vim a desenvolver uma ruptura no parafuso.

Levando em conta que são mecanismo feitos para terem uma vida útil bem longa, a ocorrência de fratura embora não seja comum, pode ser reduzida com o manejo clínico prudente do material, geometria adequado como diâmetro e altura, inclinação do implante, cuidados na conformação adequada da prótese, boa distribuição das forças, torque aplicado ao implante, correta fixação do parafuso e manutenção periódicas desses pacientes.

6. Referências

- Abduo J; Judge RB;. Implications of Implant Framework Misfit: A Systematic Review of Biomechanical Sequelae. *Int J Oral Maxillofac IMplants* 2014;29:608– 621
- ASTM. Standard Test Method for measurement of Fatigue Crack Growth Rates. In: ASTM E 647. 2008.
- ASTM. Standard Terminology relating to Fatigue and Fracture Testing. In: ASTM E 1823-2012. 2002.
- BRUNETTE, D. M.; TENGVALL, P., Titanium in Medicine, Material Science Surface, Engineering, Biological responses and medical applications, Springer, Berlin 2001
- Callister, W. D. Materials Science and Engineering: An Introduction, 7 ed., John Wiley & Sons, New York, 2007.
- Castro, S. A. L. Estudo das Condições de Propagação de Trinca com Base no Conceito de Comprimento Característico. Dissertação de Mestrado em Integridade de Materiais da Engenharia, Universidade de Brasília, Faculdade Gama/ Faculdade de Tecnologia Programa de Pós-Graduação em Integridade de Materiais da Engenharia, 2018.
- Catálogo, Sistema de Implante Dentário, Implacil de Bortoli, São Paulo, 2020.
- Dowling, N. E. Mechanical Behavior of Materials: Engineering Methods for Deformation, Fracture, and Fatigue, 4 ed., Pearson Education, Harlow, 2013.
- Garcia, A.; Spim, J. A.; Santos, C. A. Ensaios dos materiais, 2. ed., LTC, Rio de Janeiro, 2012.
- GARCIA, J. D. O. Parafusos de pilar utilizados em implantes dentários. Universidade Federal de Uberlândia, 2006.
- Lee, Y. L.; Pan, J.; Hathaway, R. B.; Barkey, M. E. Fatigue Testing and Analysis (Theory and Practice), Elsevier, Oxford, 2005.

- LEYENS, C.; PETERS, M., Titanium and Titanium Alloys: Fundamentals and Applications, WILEY-VCH, Weinheim 2003.
- MACHADO, A. N. Análise normatizada dos parafusos retentores das próteses parafusadas sobre componentes cônicos submetidos à fadiga. Universidade Federal Fluminense, Niterói, 2017.
- Norton, R. L. Projeto de máquinas: uma abordagem integrada, 4. ed., Bookman, Porto Alegre, 2013.
- TAN, K.; NICHOLLS, J. Implant-abutment screw joint preload of 7 hex-top abutment systems. Int. J. Oral Maxillofac. Implants, v. 16, n. 3, p. 367-377, 2001.
- TAN, K.; NICHOLLS, J. The effect of 3 torque delivery systems on gold screw preload at the gold cylinder abutment screw joint. Int. J. Oral Maxillofac. Implants, v. 17, n. 2, p. 175-183.2002.
- TAVAREZ, R. J. Análise comparativa das interfaces de implantes de conexão externa e interna em restaurações unitárias cimentadas e parafusadas, antes e após ensaios de fadiga. Bauru, 2003. 211p. Tese (Doutorado)-Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo.
- Zhang, G. A Three-Dimensional Finite Element Study on the Biomechanical Simulation of Various Structured Dental Implants and Their Surrounding Bone Tissues, Guangzhou Institute of Advanced Technology, Chinese Academy of Sciences, Guangzhou 511458, China, 2015.