



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



**“APLICAÇÃO DO CONTRA-TORQUE EM IMPLANTE
HEXÁGONO EXTERNO: ESTUDO DAS TENSÕES
GERADAS NA ESTRUTURA ÓSSEA CARACTERIZADA
POR DIFERENTES GRAUS DE DENSIDADE PELA
ANÁLISE DE ELEMENTOS FINITOS”**

“Application of the reverse torque on implant external hexagon: study of stress generated in the bone structure characterized by different degrees of density by finite element analysis”

**Projeto de Iniciação Científica utilizado como Trabalho de Conclusão de Curso
pela aluna: Maria Cláudia Cuzzullin
RA: 136852**

PIRACICABA

2016



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



MARIA CLÁUDIA CUZZULLIN

**“APLICAÇÃO DO CONTRA-TORQUE EM IMPLANTE
HEXÁGONO EXTERNO: ESTUDO DAS TENSÕES
GERADAS NA ESTRUTURA ÓSSEA CARACTERIZADA
POR DIFERENTES GRAUS DE DENSIDADE PELA
ANÁLISE DE ELEMENTOS FINITOS”**

**ORIENTADOR: PROF.º.DR. FELIPPE BEVILACQUA PRADO
CO-ORIENTADOR: DR. ALEXANDRE RODRIGUES FREIRE**

PIRACICABA
2016

Ficha catalográfica
Universidade Estadual de Campinas
Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Piracicaba
Marilene Girello - CRB 8/6159

C991a Cuzzullin, Maria Cláudia, 1994-
Aplicação do contra-torque em implante hexágono externo : estudo das tensões geradas na estrutura óssea caracterizada por diferentes graus de densidade pela análise de elementos finitos / Maria Cláudia Cuzzullin. – Piracicaba, SP : [s.n.], 2016.

Orientador: Felipe Bevilacqua Prado.

Coorientador: Alexandre Rodrigues Freire.

Trabalho de Conclusão de Curso (graduação) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Implantes dentários. 2. Densidade óssea. 3. Análise de elementos finitos. I. Prado, Felipe Bevilacqua, 1980-. II. Freire, Alexandre Rodrigues, 1985-. III. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. IV. Título.

Informações adicionais, complementares

Palavras-chave em inglês:

Dental implants

Bone density

Finite element analysis

Titulação: Cirurgião-Dentista

Data de entrega do trabalho definitivo: 03-10-2016

AGRADECIMENTOS

Primeiramente, gostaria de agradecer à Deus, por ter me agraciado com essa oportunidade, pela força para seguir esse caminho e pela eterna proteção.

Obrigada à Instituição, por toda estrutura necessária para realização do meu sonho.

Obrigada a minha família, pelo apoio, suporte e incentivo em todos os momentos.

Obrigada aos funcionários, paciente, Mestres e amigos, em especial, àqueles que se tornaram anjos da guarda, Thiago, Carolina, Mariana, Wellis, Marina, Renata e Beatriz.

EPÍGRAFE

“Por vezes sentimos que aquilo que fazemos não é senão uma gota de água no mar. Mas o mar seria menor se lhe faltasse uma gota”.

Madre Teresa de Calcuta

RESUMO

A aplicação do contra-torque é importante para manutenção da estabilidade do parafuso do implante. O desenho do conector protético também influencia a adaptação óssea do implante e a melhor transferência de forças para o tecido ósseo. O tecido ósseo pode apresentar diferentes características morfológicas de acordo com a densidade de osso compacto e esponjosos. Dados relacionados à eficiência mecânica de conectores protéticos com tais características do tecido ósseo ainda são insuficientes. Objetiva avaliar a distribuição de tensões transmitidas pelos implantes com conexão hexágono externo para estrutura óssea com diferentes condições de densidade óssea por meio da análise de elementos finitos. Foram construídas geometrias da estrutura óssea e dos implantes respeitando as características geométricas propostas utilizando o programa Rhinoceros 3D 5.0. Foi realizada análise de elementos finitos utilizando o programa Ansys v14, na qual foi simulada uma carga de contra-torque com magnitude igual a 50N sobre o implante com desenho hexágono externo. Foi utilizada malha de elementos finitos tetraédrica, materiais lineares elásticos correspondentes à estrutura óssea e material do implante. Foram avaliadas as tensões equivalentes de von Mises para avaliar a transferência de forças do implante para o tecido ósseo. A análise da estrutura óssea de contato com o implante ao nível do modulo de rebordo resultou em concentração de tensões de maneira não-uniforme, sendo de maior magnitude na região próxima ao conector e com diminuição gradativa nas regiões mais inferiores. Quanto ao comportamento da estrutura óssea de contato conforme os tipos de densidade óssea que foram analisados, a distribuição de tensões foi similar no módulo de rebordo. Dessa forma, conclui-se que o osso tipo D1 apresentou menor tensão próximo à superfície, comparado ao osso de densidade D2 e D4, o que sugere que o osso D1 possui maior resistência ao torque reverso. Nas outras regiões as tensões não apresentaram diferenças significantes.

Palavras-chave: implante, densidade óssea, análise de elementos finitos.

SUMÁRIO

1. Introdução	8
2. Proposição	10
3. Materiais e Métodos	11
4. Resultados	13
5. Discussão	16
6. Conclusão	18
Referências	18

1. INTRODUÇÃO

Com o desenvolvimento dos implantes dentais e das pesquisas sobre osseointegração, regiões até então edêntulas com altura e volume ósseos adequados passaram a ser reabilitadas com êxito. O elevado índice de sucesso desse tipo de tratamento proporciona confiança e aplicabilidade clínica ao cirurgião-dentista. Contudo regiões com reabsorção óssea severa e redução da altura óssea tornam-se uma limitação para o tratamento restaurador por meio de implantes convencionais, sobretudo em regiões posteriores de mandíbula e maxila, onde o canal mandibular e o assoalho do seio maxilar estão, respectivamente, presentes (McNeill, 2000).

Um sistema de implante é caracterizado por suas macro e microestruturas, propriedades intrínsecas, tipo de conexão implante-intermediário, presença ou ausência de espiras, desenhos espirais, micro arquitetura da superfície e composição química. Estes são desenhados visando conseguir o sucesso clínico e, para que se obtenha um protótipo ideal de um implante, devem-se responder as dúvidas existentes sobre qual é a intensidade de transferência de tensões aos tecidos biológicos e as respostas destes tecidos frente a esta tensão (Torezan, 1998). Por tal motivo, os princípios biomecânicos são relevantes no desenho e padronização dos implantes (Brunski, 1988). Dentre os diferentes desenhos de conexões protéticas tem-se o Hexágono externo (HE).

Do ponto de vista mecânico, dois importantes métodos podem ser utilizados para neutralizar o afrouxamento do parafuso, incluindo a incorporação de um elemento antirotacional (contra-torque) e uma pré-carga no *abutment*. O projeto do implante do tipo hexágono externo foi introduzido pela primeira vez por Branemark. O propósito original desta extensão de 0,7 mm em forma de hexágono foi o de fornecer um mecanismo rotacional de transferência de torque que garantiu o travamento do implante durante a instalação cirúrgica no osso receptor (Binon, 2000).

O HE dos implantes originais foi desenvolvido com objetivo de auxiliar na instalação cirúrgica dos implantes osseointegrados. Inicialmente, a única forma de tratamento protético sobre os implantes eram as próteses totais fixas e as conexões não tinham a finalidade anti-rotacional (Binon, 2000). Com o aumento da aplicabilidade dos implantes orais para restaurações unitárias, as conexões passaram a desenvolver outro papel, o de impedir a rotação da prótese. Isso estimulou os fabricantes a desenvolver parafusos que suportassem torques mais elevados a alterar o tipo de material do parafuso,

aumentar a precisão na conexão do hexágono além de criar novos desenhos de interface pilar/implante (Chou et al., 2004).

Nas conexões externas e internas, o *abutment* e o implante são conectados por um parafuso. Esta unidade é denominada junta parafusada e a força de aperto exercida sobre os implantes é denominada torque. O torque aplicado desenvolve uma força dentro do parafuso chamada pré-torque. A carga pré-torque mantém as roscas do parafuso seguras por meio de uma força de aperto entre a cabeça do parafuso e sua base. O parafuso ao alongar-se coloca a haste e as roscas em tensão, e a recuperação elástica do mesmo cria outra força que mantém o *abutment* e o implante unidos (Karl & Kelly, 2009).

O sistema de conexão hexágono externo apresenta algumas vantagens, pois é um método adequado para 2 tempos cirúrgicos e apresenta mecanismo antirotacional, reversibilidade e compatibilidade com diferentes sistemas. Por outro lado, este sistema apresenta micromovimentos devido ao seu tamanho reduzido de hexágono. Além disso, a sua maior rotação no centro promove menor resistência à rotação em movimentos laterais e cria uma possível lacuna na interface implante-pilar, que pode levar à reabsorção óssea. Portanto, este sistema é contra-indicado em situações de sobrecargas (Maeda et al., 2006).

Estudos clínicos relataram que o afrouxamento do *abutment* é um frequente problema relacionado com a aplicação de um único implante. Em um estudo prospectivo, 107 próteses suportadas por um único implante Branemark foram acompanhadas por 5 anos. Os autores relataram que 26% dos *abutments* tiveram que ser apertados durante o primeiro ano. Durante o terceiro ano de observação, 11% dos *abutments* foram perdidos em 10 pacientes. Além disso, 1 *abutment* foi fraturado depois de 3 anos e 13 foram reinstalados por um *abutment* que contém liga de ouro. Os autores concluíram que quando uma pré-carga é adicionada ao implante após instalação, o aumento da quantidade de força de atrito é produzida entre o parafuso e o componente de liga de ouro, por exemplo, evitando assim o afrouxamento do *abutment* (Jemt et al., 1991; Henry et al., 1994; Laney et al., 1994).

A densidade óssea inicial não apenas fornece a imobilização mecânica do implante durante a cicatrização, mas também permite a distribuição e a transmissão das tensões (após a cicatrização) da prótese para a interface osso/implante. A distribuição mecânica da tensão ocorre principalmente onde o osso se contata com o implante. Os fatores como a quantidade de contato com o osso, o módulo de elasticidade e a distribuição axial da

tensão ao redor do implante são todos afetados pela densidade do osso (Gargallo et al., 2008).

Os ossos corticais e trabeculares do corpo são constantemente modificados pela modelação ou remodelação. A modelação possui locais independentes de formação e reabsorção, e resulta em alterar a forma e o tamanho do osso. A remodelação é um processo de reabsorção e formação no mesmo local, que substitui o osso previamente existente e afeta principalmente o movimento interno do osso, incluindo o que está próximo ao implante endósseo (Adell et al., 1990).

As pesquisas atuais sobre remodelação óssea focalizam-se na compreensão e quantificação dos processos de adaptação do osso a cargas funcionais. A compreensão integral dos mecanismos desses processos de remodelação poderá levar, por fim, à predição da resposta biológica a determinadas condições mecânicas (Nishioka et al., 2009).

Dentre os diferentes métodos para avaliação da transferência de forças dos implantes para estrutura óssea e a resposta mecânica em tensões e deformações deste tecido, a análise de elementos finitos vêm sendo utilizada (Pessoa et al., 2010, Pelizzer et al., 2011), cujos resultados apresentam-se satisfatórios para auxiliar estudos de aplicação clínica.

2. PROPOSIÇÃO

Considerando a importância a aplicação do contra-torque para manutenção da estabilidade do parafuso do implante, a hipótese deste estudo é que as diferentes condições morfológicas da estrutura óssea tanto compacta quanto esponjosa possuam respostas mecânicas alteradas de acordo com as diferentes geometrias das regiões de conexão com o hexágono externo frente à carga do contra-torque.

Objetivo geral: avaliar a distribuição de tensões transmitidas pelos implantes com conexão hexágono externo para estrutura óssea com diferentes condições de densidade óssea por meio da análise de elementos finitos.

Objetivo específico: avaliar as tensões na estrutura óssea compacta e esponjosa em diferentes condições de densidade por meio da simulação por análise de elementos finitos de carga de contra-torque em implante com conexão hexágono externo (HE).

3. MATERIAS E MÉTODOS

Este projeto foi submetido para análise no Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) da FOP/UNICAMP. O CEP-FOP/UNICAMP emitiu o parecer que o mesmo não necessita de avaliação ética para ser realizado, uma vez que não envolve seres humanos, em partes ou no seu todo.

3.1 *Local de realização da Pesquisa*

Este projeto foi realizado no Laboratório de Elementos Finitos do Departamento de Morfologia, área de Anatomia, da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP.

3.2 *Amostra*

A construção dos modelos computacionais desta pesquisa foi realizada de acordo com as especificações da literatura (Misch, 1990) e do fabricante do implante DentFix® (Santa Rita do Passa Quatro, SP, Brasil).

3.3 *Construção das geometrias*

Foram construídos modelos envolvendo a estrutura óssea compacta e esponjosa no software Rhinoceros 3D 5.0 (McNeel & Associates, EUA), sendo cada modelo com as características de acordo com Misch (1990):

- D1: Osso cortical denso (observado na região anterior da mandíbula, duas vezes mais do que na posterior);
- D2: Osso cortical espesso denso na crista do processo alveolar e trabecular fino no interior (anterior da mandíbula, podendo também ser encontrado na região posterior de mandíbula);
- D3: Osso cortical poroso e fino no processo alveolar envolvendo um osso trabecular fino (anterior da maxila, e posterior da mandíbula);
- D4: Osso trabecular fino (encontrado em região posterior da maxila, especialmente em região de molares);
- D5: osso muito macio, com mineralização incompleta, sendo que por analogia tátil pode ser comparado ao isopor.

A condição D3 e D5 não foi considerada neste estudo devido ao limitante da impossibilidade dos programas simularem tal condição. Além disso, o fator fundamental considerado neste estudo foi a morfologia do tecido ósseo, ou seja, para estrutura óssea com mineralização completa.

As geometrias do implante hexágono externo foram oferecidas pelo fabricante SIGNO VINCES® (Campo Largo, Paraná, Brasil).

3.4 Simulação pela análise de elementos finitos

Para realização da análise foi utilizado o software Ansys Workbench, módulo Mechanical v14 (Ansys Inc, EUA).

As geometrias foram importadas para construção da malha de elementos finitos. A malha apresentou elementos tetraédricos para melhor adaptação. O tamanho dos elementos foi definido de acordo com as dimensões de cada modelo.

O contato entre o implante e a estrutura óssea foi detectado automaticamente pelo programa e foi caracterizado como uma região “colada” (*Bonded contact*) de acordo com a configuração do software. Nesta configuração, o implante foi considerado já osseointegrado (Pessoa et al., 2010). Já no contato entre o pilar e o implante foi adicionado coeficiente de fricção igual a 0,3 (Pessoa et al., 2010), o qual reproduz um contato de acordo com o modelo real.

Para cada estrutura foram definidas propriedades mecânicas específicas, cujos valores numéricos são referentes às estruturas ósseas, como osso compacto e esponjoso, e liga de titânio, utilizada em implantes dentários (Ti-6Al-4v). As estruturas foram consideradas lineares elásticas (Tabela 1).

Tabela 1 - Propriedades mecânicas dos materiais com os módulos de elasticidade e cisalhamento (em megapascal) e coeficiente de Poisson.

Material	Módulo de Elasticidade (E)	Módulo de Cisalhamento (G)	Coeficiente de Poisson (ν)	Referência
Liga de titânio	110000	40740	0,35	Pellizer et al. (2011)
Osso compacto	13700	5270	0,3	Poiate et al. (2009)
Osso esponjoso	1370	527	0,3	Poiate et al. (2009)

A condição de contorno aplicada nos modelos foram restrições de deslocamentos nos eixos x, y e z ($x=0$; $y=0$ e $z=0$), onde foram localizadas nas extremidades do bloco de osso.

As cargas foram aplicadas na superfície lateral do conector protético no sentido lateral, em relação ao eixo do implante. A magnitude será igual a 50N (Khraisat et al., 2004).

3.5 Análise dos resultados

Os resultados foram analisados de forma qualitativa, ou seja, a forma de distribuição das tensões equivalentes de von Mises para avaliação da dissipação das tensões para a estrutura óssea. As regiões avaliadas envolveram a estrutura óssea ao nível da plataforma e no terço mais cervical das roscas, as quais são locais de ocorrência de maior remodelação óssea provocadas pela ação mecânica dos implantes (Freire et al., 2012).

4. RESULTADOS

A análise da estrutura óssea de contato com o implante ao nível do modulo de rebordo resultou em concentração de tensões de maneira não-uniforme, sendo de maior magnitude na região próxima ao conector e com diminuição gradativa nas regiões mais inferiores. Quanto ao comportamento da estrutura óssea de contato conforme os tipos de densidade óssea que foram analisados, a distribuição de tensões foi similar no módulo de rebordo.

Na região próxima ao conector, o osso D1 (Figura 1) apresentou variação de magnitude de 6,903 MPa a 13,038 MPa, o osso D2 (Figura 2) apresentou variação de 8,372 MPa a 14,795 MPa e o osso D4 (Figura 3) apresentou variação de 8,733 a 12,768. Já nas áreas mais inferiores do módulo de rebordo a estrutura óssea de contato apresentou em D1 variação de 3,15 MPa a 6,903 MPa, em D2 variação de 3,407 MPa a 8,372 MPa e em D4 apresentou variação de 3,832 MPa a 8,733 MPa.

Nas primeiras roscas, apenas o osso D1 possui osso compacto em contato, sendo que a magnitude das tensões na estrutura óssea de contato nesta região variou de 0,077 MPa a 0,486 MPa. No osso tipo D2 e tipo D4, as primeiras roscas possuem contato com osso trabecular, variando de 0,08 MPa a 0,436 MPa e de 0,074 MPa a 0,376 MPa, respectivamente.

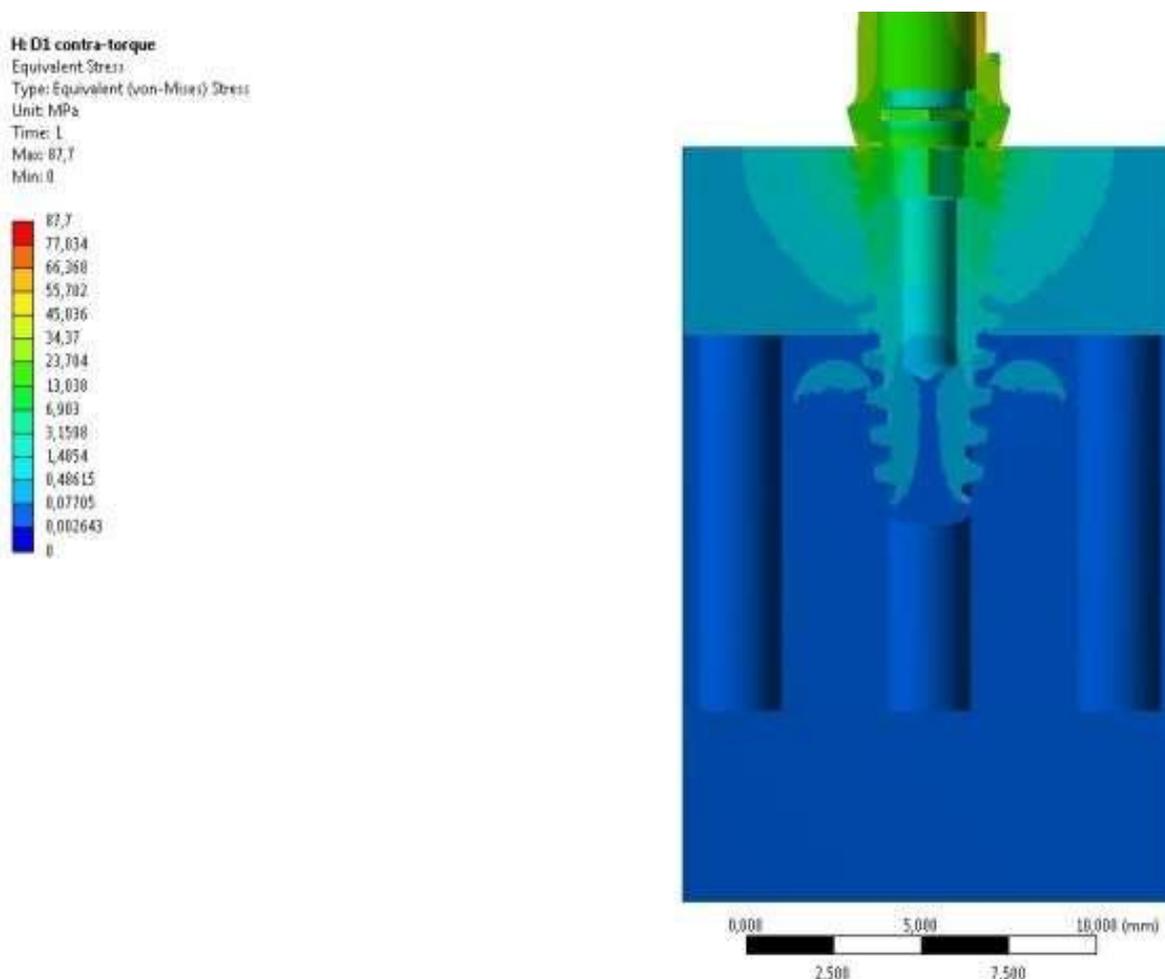


Figura 1. Modelo de elementos finitos representando a Densidade 1 (D1) mostrando a distribuição das tensões de von Mises tanto no osso quanto nas primeiras roscas do implante HE (software Ansys v. 14).

D: D2 Contra-torque
Equivalent Stress
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa
Time: 1
Max: 88,363
Min: 0

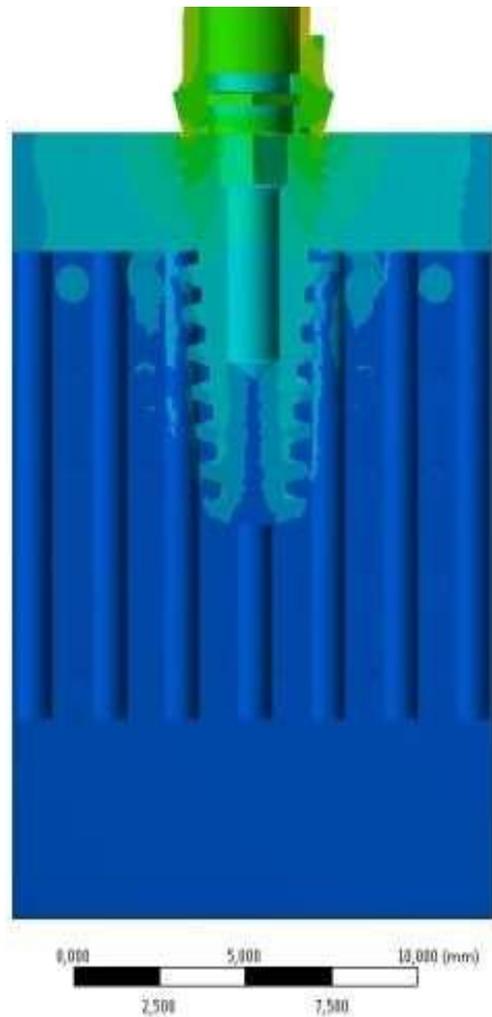
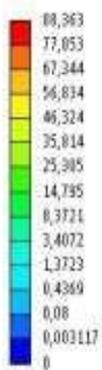


Figura 2. Modelo de elementos finitos representando a Densidade 2 (D2) mostrando a distribuição das tensões de von Mises tanto no osso quanto nas primeiras roscas do implante HE (software Ansys v. 14).

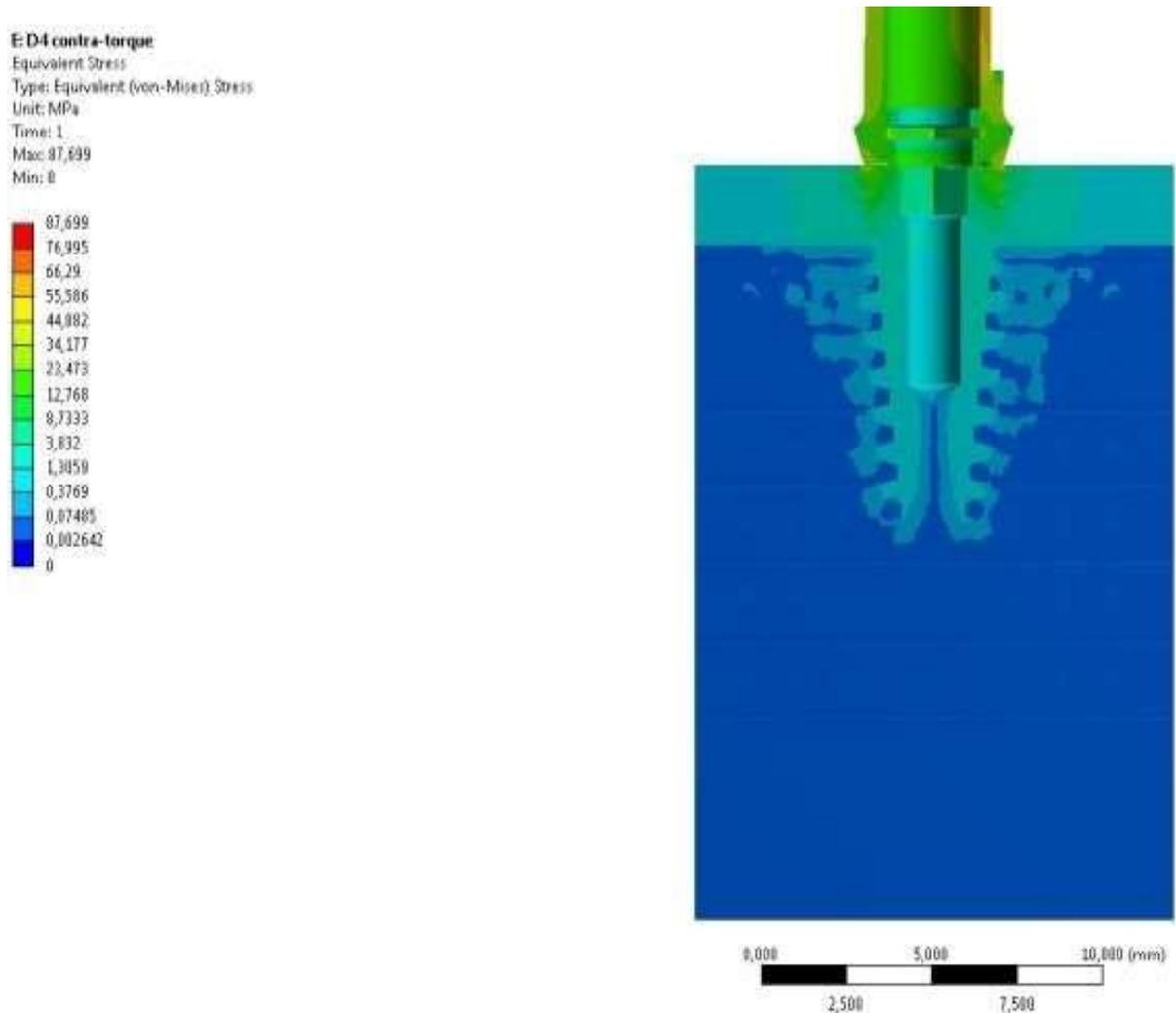


Figura 3. Modelo de elementos finitos representando a Densidade 3 (D3) mostrando a distribuição das tensões de von Mises tanto no osso quanto nas primeiras roscas do implante HE (software Ansys v. 14).

5. DISCUSSÃO

A classificação relacionada a densidade óssea pelas características morfológicas do osso cortical e esponjoso determinadas por Misch (1990) foi simulada neste estudo através de blocos geométricos adaptados. A partir de tais características, podemos observar que, apesar de os blocos de cada tipo ósseo possuírem diferenças em espessura de osso cortical, o módulo de rebordo dos implantes ocupou uma área de contato em todos os casos. Entretanto, apenas o implante instalado em osso do tipo D1 apresentou área de contato com osso cortical nas primeiras roscas. Assim, a configuração da distribuição de tensões mostrou-se diferente neste bloco comparado aos outros tipos de densidade óssea.

Para determinar as áreas de interesse neste estudo, o foco da análise foi voltado para as quais a estrutura óssea que confere maior estabilidade. A estabilidade óssea está relacionada com a ação complexa de diferentes forças e a resposta do osso de contato com o implante (Khraisat et al., 2004; Freire et al., 2012). Diferentes tipos de forças tem sido estudadas para melhor entendimento da resposta óssea (Pellizzer et al., 2011), cujos resultados demonstraram que o módulo de rebordo possui grande importância no processo de osseointegração e manutenção da qualidade do osso. As forças excursivas, como as laterais, possuem como característica a alta concentração de energia transferidas do implante para a estrutura óssea (Nishioka et al., 2009; Pessoa et al., 2010). Já a ação do torque reverso tem sido estudada experimentalmente, para determinar alterações estruturais entre o implante e seu conector protético (Khraisat et al., 2004). Neste estudo, os resultados obtidos nas simulações caracterizou o comportamento da estrutura óssea após tal ação mecânica, os quais demonstraram não haver diferença significativa entre a magnitude das tensões e o tipo de osso. Sendo assim, reforça a importância da osseointegração no módulo de rebordo, uma vez que nos blocos com osso de densidade tipo D2 e D4, as roscas estão em contato com osso esponjoso.

A ação de torque sobre os implantes, também considerado momento de força pode ocorrer em todo o arco durante a mastigação (Khraisat et al., 2004). O torque reverso pode resultar em alterações estruturais capazes de desestabilizar próteses, causar injurias periimplantares, inclusive contaminação bacteriana nos espaço entre o conector protético e o implante (D'Ercole et al., 2014). Nas análises de elementos finitos realizadas no presente estudo, demonstrou similaridade na resposta da estrutura óssea quanto ao tipo de osso. Porém, não há como estabelecer conclusão clara sobre possíveis alterações de resposta da estrutura óssea de acordo com o tipo de osso proposto por Misch (1990), assim como o comportamento do sistema implante/conector pois outros fatores são importantes para serem aplicados nas simulações como, diferenças entre geometrias dos conectores, fator tempo ou ciclos mastigatórios, magnitude de força e momento de força e os materiais utilizados na fabricação dos implantes. Tais fatores contribuem para melhor caracterização em simulações pela análise de elementos finitos.

6. CONCLUSÃO

A partir dos resultados pode-se concluir que:

- ✓ Dentro das limitações da análise de elementos finitos, a região da estrutura óssea com maior magnitude de tensão, sob torque reverso em sistema implante/conector do tipo hexágono externo, foi próxima à superfície óssea e à região de conexão do conector em todos os tipos de densidade óssea que foram estudados.
- ✓ O osso tipo D1 apresentou menor tensão próximo à superfície, comparado ao osso de densidade D2 e D4, o que sugere que o osso D1 possui maior resistência ao torque reverso. Nas outras regiões as tensões não apresentaram diferenças significantes.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Brånemark PI, Jemt T. Long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1990; 5: 347-359.
2. Binon PP. Implants and components: entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:76-94.
3. Bruski JB. Biomaterials and biomechanics in dental implant design. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1988;3(2):85-97.
4. Chou CT, Morris HF, Ochi S, Walker L, Desrosiers DA. Part II: Crestal bone loss associated with the Ankylos implant: loading to 36 months. *J Oral Implantol*. 2004;30(3):134-43.
5. Freire AR, Rossi AC, Queiroz TP, Gulinelli JL, Souza FÁ, Margonar R, GarciaJúnior IR, Hochuli-Vieira E, Okamoto R. Histometric analysis of bone repair in boneimplant interface using a polylactic/polyglycolic acid copolymer associated with implants in rabbit tibia. *J Oral Implantol*. 2012 Sep;38 Spec No:449-57.

6. Gargallo AJ, Satorres-Nieto M, Puyuelo Capablo JL, Sanchés Gárces MA, Pi Urgell J, Gay Escoda C. Endosseous dental implant fractures: an analysis of cases. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2008 Feb; 13(2):E124-8.
7. Henry PJ, Laney WR, Jemt T, Harris D, Krogh PH, Polizzi G, et al. Osseointegrated implants for single-tooth replacement: a prospective 5-year multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:450-5.
8. Jemt T, Laney WR, Harris D, Henry PJ, Krogh PH Jr., Polizzi G, et al. Osseointegrated implants for single-tooth replacement: a 1-year report from a multicenter prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants*; 1991;6:29-36.
9. Karl M, Kelly JR. Influence of loading frequency on implant failure under cyclic fatigue conditions. *Dent Mater*. 2009 Nov;25(11):1426-32.
10. Khraisat A1, Hashimoto A, Nomura S, Miyakawa O. Effect of lateral cyclic loading on abutment screw loosening of an external hexagon implant system. *J Prosthet Dent* 2004;91:326-34.
11. Laney WR, Jemt T, Harris D, Henry PJ, Krogh PH, Polizzi G, et al. Osseointegrated implants for single-tooth replacement: progress report from a multicenter prospective study after 3 years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:49-
- 54.
12. Maeda Y, Satoh T, Sogo M. In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant-abutment connections: a short communication. *J Oral Rehabil*. 2006 Jan;33(1):75-8.
13. McNeill C. Science and practice of occlusion. Illinois: Quintessence publishing. 2000.
14. Misch CE. Divisions of available bone in implant dentistry. *Int J Oral Implantol*. 1990;7(1):9-17.
15. Nishioka RS, Vasconcellos LGO, Nishioka LNBM. External hexagon and internal hexagon in straight and offset implant placement: Strain Gauge Analysis. *Implant Dent*. 2009; 18(6) e24-e32.

16. Pellizzer EP, Carli RI, Falcón-Antenucci RM, Verri FR, Goiato MC, Villa LM. Photoelastic analysis of stress distribution with different implant systems. *J Oral Implantol. J Oral Implantol.* 2011 Dec 30.
17. Pessoa RS, Muraru L, Marcantonio-Júnior E, Vaz LG, Vander Sloten JV, Duyck J, Jaecques SVN. Influence of implant connection type on the biomechanical environment of immediately placed implants - CT-based nonlinear, three-dimensional finite element analysis. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2010; 12(3): 219-234.
18. Torezan JFR. Estudo comparativo entre dois tipos de superfícies de implantes de titânio. Análise histológica e biomecânica em tíbia de coelhos [dissertação]. Piracicaba:

Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Esyadual de Campinas; 1998.



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



CONCORDÂNCIA DO ORIENTADOR

Declaro que a aluna **Maria Cláudia Cuzzullin RA 136852** esteve sob minha orientação para a realização do Trabalho de Conclusão de Curso intitulado “**Aplicação Do Contra-Torque Em Implante Hexágono Externo: Estudo Das Tensões Geradas Na Estrutura Óssea Caracterizada Por Diferentes Graus De Densidade Pela Análise De Elementos Finitos**” no ano de 2016.

Concordo com a submissão do trabalho apresentado à Comissão de Graduação pelo aluno, como requisito para aprovação na disciplina DS833 - Trabalho de Conclusão de Curso.

Piracicaba, 20 de setembro de 2016.

A handwritten signature in black ink, appearing to read "F. Prado".

Prof^o. Dr^o. Felipe Belivacqua Prado



PIBIC - Área do Docente [quota: 2014]

- [Início](#)
- [Alterar quota](#)
- [Aceite da Bolsa](#)
- [Avaliar Inscrições](#)
- [Relatório](#)
- [Alterar Senha](#)
- [Sair](#)

Relatório Final

Aplicação do contra-torque em implante hexágono externo: estudo das tensões geradas na estrutura óssea caracterizada por diferentes graus de densidade pela análise de elementos finitos

Versão enviada em 13/08/2015 18:29:55 [ver relatório](#)

— Parecer do orientador emitido em 13/08/2015 18:59:40

Desempenho do aluno no projeto: O relatório científico final descreve em detalhes as atividades desenvolvidas e os resultados finais obtidos durante o período ao que o mesmo está relacionado. Todas as etapas foram realizadas e concluídas com sucesso pela bolsista, de acordo com o cronograma proposto. Sendo assim, o relatório final mostra a experiência científica da bolsista obtida na execução da pesquisa.
Desempenho acadêmico do aluno: No período inicial a aluna era a 50ª da turma. Atualmente, é a 58ª. O histórico escolar da aluna mostra boas notas.

— Parecer do Assessor dado em 19/01/2016 17:00:41

O relatório está bem feito, mas certamente que os dados tem pouco volume, cabendo pouca discussão.

● **Aprovado**