

UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ

VITOR EIDI ARIMA

**ANÁLISE TRIDIMENSIONAL EM DIFERENTES NÍVEIS DE
REABSORÇÃO ÓSSEA AO REDOR DE IMPLANTES OSSEOINTEGRADOS
PELO MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS**

CURITIBA

2016

VITOR EIDI ARIMA

**ANÁLISE TRIDIMENSIONAL EM DIFERENTES NÍVEIS DE
REABSORÇÃO ÓSSEA AO REDOR DE IMPLANTES OSSEOINTEGRADOS
PELO MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS**

Artigo apresentado como requisito parcial para conclusão do Curso de Especialização em Implantodontia, Setor de Ciências da Saúde, Departamento de Odontologia Restauradora da Universidade Federal do Paraná.

Orientador: Prof. Dr. Marcos André Kalabaide Vaz

**CURITIBA
2016**

Análise tridimensional em diferentes níveis de reabsorção óssea ao redor de implantes osseointegrados pelo método dos elementos finitos

Vítor Eidi Arima

RESUMO

O objetivo deste trabalho foi avaliar a distribuição de forças no tecido ósseo adjacente a um implante osseointegrado em diferentes níveis de perda óssea. Utilizou-se o método de elementos finitos para avaliar a tensão gerada ao redor do implante com conexão hexágono externo da marca Neodent, modelo Titamax Ti. Foram modelados 4 blocos submetidos a forças axiais de 100N e 4 blocos submetidos a forças oblíquas a 45° de 100N em uma coroa correspondente ao primeiro pré-molar inferior. O osso da mandíbula foi representado por um bloco de osso esponjoso, envolto por uma camada de osso cortical. Foram estipulados quatro níveis diferentes de reabsorção óssea horizontal em toda a região cervical do implante. Nos resultados observou-se um crescimento gradual da tensão no osso proporcional a perda óssea, com maior concentração de tensão no tecido ósseo cortical. O resultado da aplicação da força oblíqua foi mais considerável que a aplicação da força axial, criando maior tensão, principalmente na face vestibular dos implantes. Conclui-se que a perda do osso ao redor do implante interferiu na estabilidade biomecânica do mesmo, alterando a magnitude das forças aplicadas no tecido ósseo, podendo em níveis mais críticos comprometer a eficiência do sistema.

Palavras-chave: Perda óssea. Elementos finitos. Implante hexágono externo.

1 INTRODUÇÃO

A reabilitação oral por meio da osseointegração de implantes possui um alto índice de sucesso, sendo uma alternativa ímpar de reestabelecer pacientes edêntulos parciais ou totais. Apesar das suas altas taxas de sucesso, este tipo de tratamento não está completamente isento de complicações e falhas.

A taxa de sucesso dos implantes dentários em diferentes situações clínicas a longo prazo não depende somente do processo de osseointegração mas em grande parte da quantidade e qualidade do tecido ósseo ao redor do implante (TONIOLLO, 2011; MANGANO, 2011). Considerando a perda óssea progressiva um fator que diminui consideravelmente a taxa de sobrevivência dos implantes dentários, é necessário atentar para os diversos fatores que estão relacionados à sua perda óssea (MARINCOLA *et al.*, 2010).

Entre os fatores de perdas ósseas mais comuns estão: forças oclusais excessivas, trauma durante o procedimento cirúrgico, inflamação/infecção, exposição dos implantes durante a cicatrização dos tecidos moles, espaço na união do implante com componente protético, carga oclusal precoce e a conexão do implante (MARINCOLA *et al.*, 2010).

Mesmo evitando os fatores anteriores, a saucerização é um processo comum em quase todos os implantes, o qual se caracteriza como sendo um processo de modelação óssea ou perda óssea em torno da região cervical dos implantes osseointegrados (CONSOLARO *et al.*, 2010). Estudos da literatura relatam que é aceitável e normal uma reabsorção óssea de aproximadamente 1 mm de altura durante o primeiro ano em função, com mais 0,1 mm de reabsorção para cada ano subsequente (ALBREKTSSON *et al.*, 1986; FRANSSON *et al.*, 2010).

Os diferentes níveis de estresse que o tecido ósseo sofre estão relacionados com os diferentes aspectos biomecânicos apresentados, como o desenho do implante, comprimento, diâmetro, forma e propriedade do material e as condições fisiológicas do paciente como a densidade do osso, força oclusal e condições de saúde geral. (BAGGI *et al.*, 2008; DING *et al.*, 2009). Essa perda óssea ainda que mínima, pode interferir diretamente no funcionamento do implante e suas forças envolvidas, podendo comprometer a estabilidade do mesmo (GENG *et al.*, 2001; GEHRKE, 2013).

Uma aplicação de carga excessiva sobre um implante pode induzir a sua deformação e dos tecidos circunjacentes, podendo desencadear uma atividade de remodelagem em um dinâmico processo de deformação em uma relação diretamente

proporcional (MISCH, 2006). Além da disponibilidade quantitativa de volume ósseo para instalação dos implantes, um fator essencial para o sucesso clínico é o diagnóstico qualitativo da densidade óssea, que está diretamente relacionado com a resistência do tecido ósseo.

O método dos elementos finitos é uma técnica que vem sendo empregada com sucesso nos estudos que simulam condições específicas de um determinado material (GENG *et al.*, 2001). Esta metodologia possui a capacidade de modelar matematicamente estruturas complexas como geometrias irregulares de tecidos naturais e artificiais, tornando-se possível a aplicação de um sistema de forças em qualquer ponto e/ou direção, promovendo, assim, informações sobre o deslocamento e o grau de tensão provocado por essas cargas ao elemento dentário ou ao tecido analisado (LOTTI *et al.*, 2006).

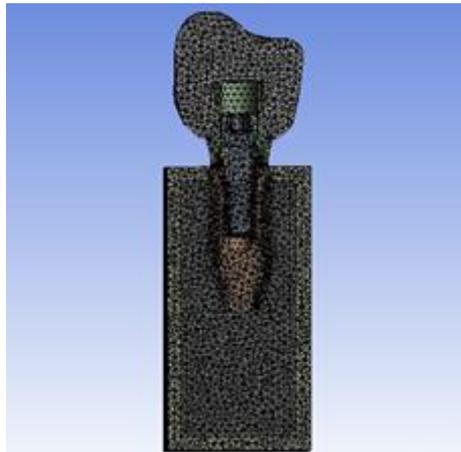
O objetivo do presente estudo foi avaliar, por meio do método de elementos finitos, as tensões transmitidas ao osso peri-implantar de um implante unitário inserido em diferentes níveis de perda óssea com duas direções de força aplicadas.

2 MATERIAIS E MÉTODOS

Para este estudo, foram confeccionados quatro modelos tridimensionais apresentando: segmento do bloco ósseo de 20 mm de altura, 10mm de comprimento mesiodistal e 10 mm de largura bucolingual, composto por osso trabecular no centro, circundado por uma camada de 1mm de osso cortical através do programa Solid Works (PRO/E Wildfire, Parametric technology Corporation, EUA). Quatro implantes idênticos de conexão tipo hexágono externo com 11mm de altura e 4mm de diâmetro e com plataforma de 4.1mm (Titamax Ti, Neodent, Curitiba, Brasil) foram utilizados para cada modelo tridimensional. Estes, receberam um munhão universal de 4 mm de altura por 2 mm de transmucoso (Munhão Universal, Neodent, Curitiba, Brasil) e uma prótese fixa unitária de porcelana com espessura de 2mm (FIGURA 1). No presente estudo foi representado o primeiro pré-molar inferior modelado no programa Solid Works, com suas dimensões anatômicas baseadas na literatura (MADEIRA, 2005).

Assim que as imagens foram finalizadas, os modelos tridimensionais foram exportados para o programa Ansys Workbench (ANSYS Inc., Canonsburg, PA, EUA) no qual os componentes foram assumidos como colados, gerando assim, as malhas de cada componente e incorporando as propriedades físicas e mecânicas (Módulo de Elasticidade/Young e coeficiente de Poisson) de cada estrutura conforme a tabela 1. Todos os materiais foram considerados isotrópicos, homogêneos e linearmente elásticos (LOTTI *et al.*, 2006). Para este modelo se considerou uma perfeita osseointegração do implante. Mecanicamente, significa que o implante está completamente aderido ao osso e não sofre movimento em relação ao osso, ou seja, possui restrições de movimento em todos os eixos. Nesta análise foi reproduzida uma malha tridimensional tetraédrica constituída por 331.214 elementos e 492.606 nós (FIGURA 2).

FIGURA 1 - VISUALIZAÇÃO DO IMPLANTE, ESTRUTURAS PROTÉTICAS, OSSO CORTICAL E TRABECULAR



FONTE: O autor (2016).

TABELA 1 - PROPRIEDADES MECÂNICAS DOS MATERIAIS UTILIZADOS

Material	Módulo de Elasticidade (E) em Gigapascal (GPa)	Coefficiente de Poisson
Titânio comercialmente puro	110,00	0,35
Osso cortical	13,7	0,30
Osso trabecular	1,37	0,30
Porcelana Feldspática	82,8	0,35

FONTE: Toniollo (2011).

FIGURA 2 - MALHA TRIDIMENSIONAL TETRAÉDRICA



FONTE: O autor (2016).

O osso foi remodelado em quatro diferentes níveis, considerando a reabsorção óssea horizontal em toda a extensão cervical do implante. Foram adotados para este estudo as seguintes medidas: 0mm - sem nenhuma perda óssea (MODELO 1); 1mm - reabsorção óssea padrão no primeiro ano de uso (MODELO 2); 2mm e 3mm - reabsorções ósseas mais severas (MODELO 3 e MODELO 4), como mostra a tabela 2.

TABELA 2 – IDENTIFICAÇÃO DOS MODELOS

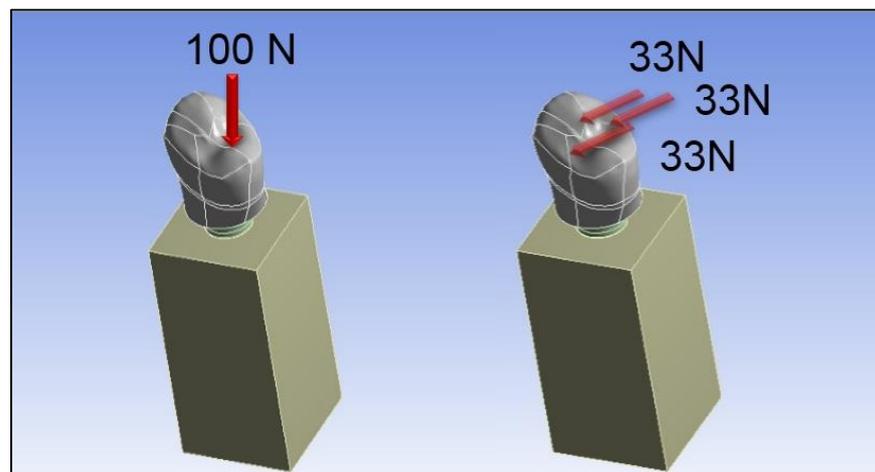
Modelo	Perda óssea
1	0 mm
2	1 mm
3	2 mm
4	3 mm

FONTE: O autor (2016).

Para cada modelo foram aplicadas duas cargas distintas em simulações independentes, resultando em 4 modelos com carga axial e 4 modelos com carga oblíqua.

A carga axial única, de 100 Newton (N), foi aplicada diretamente no centro da prótese e a carga oblíqua, de 100 N, em um ângulo de 45 graus fracionada em 3 áreas - vertente triturante distal da cúspide vestibular da coroa (33N), crista marginal mesial (33N) e crista marginal distal (33N) (FIGURA 3). Os valores das tensões foram reproduzidos em imagens gráficas, baseadas nas tensões equivalentes de Von Mises. A análise quantitativa foi representada por meio de um gradiente de cores que fornece o valor máximo e mínimo da intensidade de tensão ocorrida em uma região.

FIGURA 3 - DIREÇÃO DAS FORÇAS APLICADAS



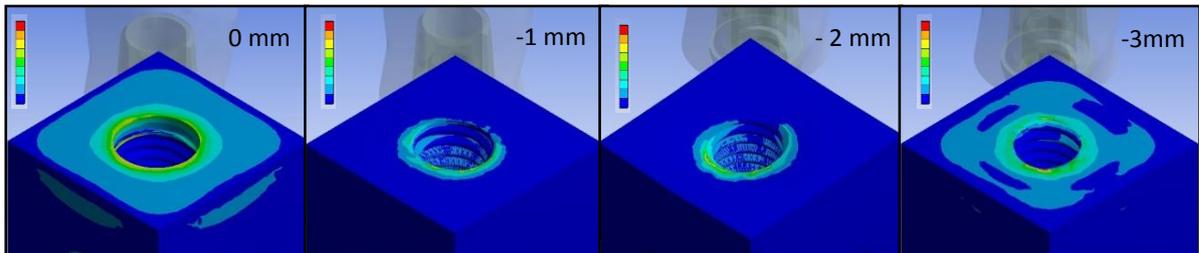
FONTE: O autor (2016).

3 RESULTADOS

Em todos os modelos, independente das direções das forças aplicadas (axiais ou oblíquas), os maiores estresses ósseos ocorreram nas áreas ao redor da região cervical do implante (FIGURA 4 e 5). Notou-se que na região trabecular, as maiores tensões concentraram-se na região apical do implante (FIGURA 6).

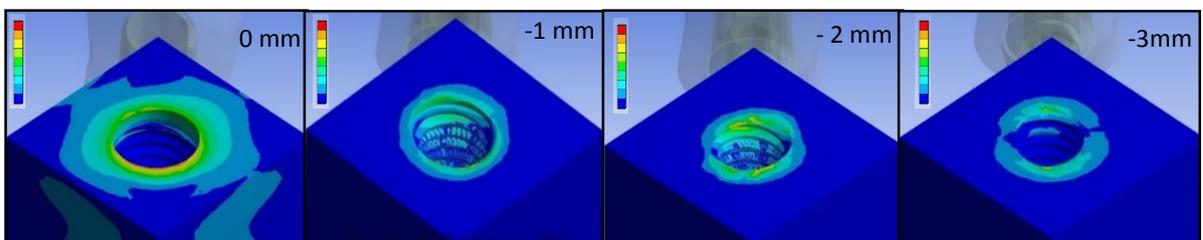
Ao observar os valores de tensão gerados pela carga oblíqua e axial no osso periimplantar, percebeu-se que a carga oblíqua gerou tensões significativamente maiores quando comparadas com as da carga axial. Verificou-se ainda que os valores de estresse no osso cortical foram consideravelmente superiores quando analisados no osso medular (TABELA 3).

FIGURA 4 – VISTA SUPERIOR E VESTIBULAR DOS MODELOS ILUSTRANDO A DISTRIBUIÇÃO DAS TENSÕES NA REGIÃO CORTICAL QUANDO APLICADA FORÇA AXIAL



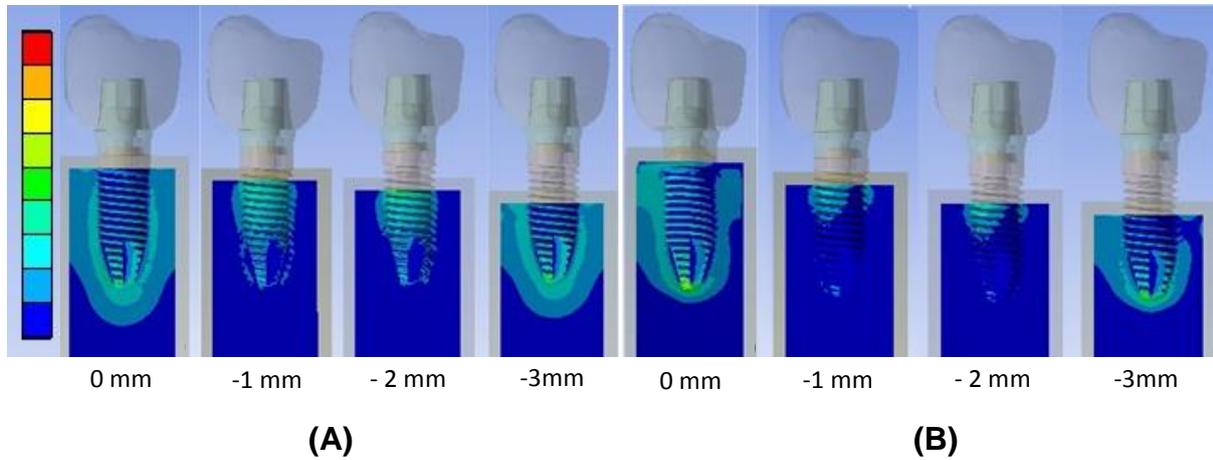
FONTE: O autor (2016).

FIGURA 5 – VISTA SUPERIOR E VESTIBULAR DOS MODELOS ILUSTRANDO A DISTRIBUIÇÃO DAS TENSÕES NA REGIÃO CORTICAL QUANDO APLICADAS FORÇAS OBLÍQUAS



FONTE: O autor (2016).

FIGURA 6 – DISTRIBUIÇÃO DAS TENSÕES NO OSSO TRABECULAR. VISTA DO CORTE SAGITAL DO OSSO TRABECULAR PARA MELHOR VISUALIZAÇÃO (SEM O IMPLANTE). **A** - APLICADO FORÇA AXIAL, **B** - APLICADO FORÇAS OBLÍQUAS.



FONTE: O autor (2016).

TABELA 3 - VALORES DA TENSÃO EM MEGAPASCAL (MPa). EQUIVALENTE DE VON MISES

Perda Óssea	Força Axial (MPa)				Força Oblíqua (MPa)			
	Osso Cortical		Osso Trabecular		Osso Cortical		Osso Trabecular	
	Máxima	Mínimo	Máxima	Mínimo	Máxima	Mínimo	Máxima	Mínimo
0 mm	10,38	0,01	1,29	0,01	70,59	0,03	6,43	0,03
-1 mm	7,19	0,79	0,18	0,02	68,39	7,59	2,12	0,23
-2 mm	9,61	1,65	0,20	0,02	91,42	10,15	2,20	0,24
-3 mm	51,11	5,68	3,39	0,38	179,07	35,87	13,84	1,60

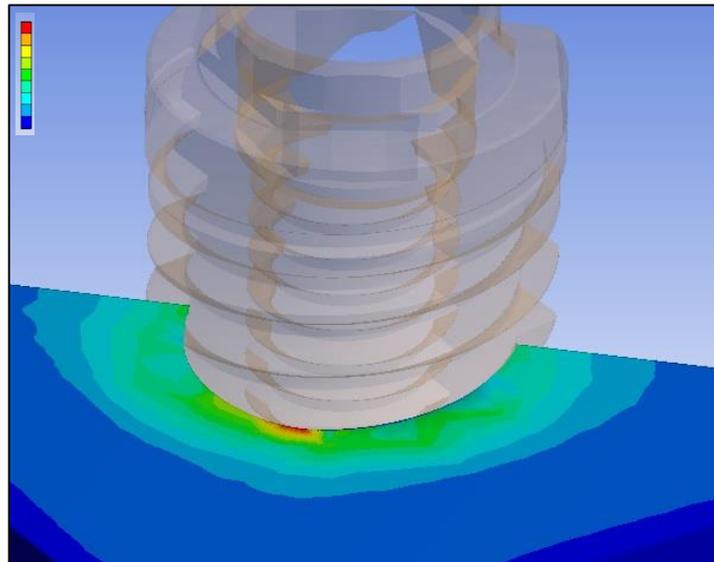
FONTE: O autor (2016).

Os maiores valores de tensão encontrados neste estudo concentraram-se na face vestibular e na região cortical dos modelos, quando aplicadas forças oblíquas. A

maior tensão foi de 179,07 Megapascal (MPa) na região cortical do modelo 4 e a menor tensão foi de 0,01 (MPa) na região do osso trabecular, no modelo 1.

É importante ressaltar que as forças máximas encontradas neste trabalho se concentraram em regiões pontuais e pequenas, não sendo estas representantes do estresse predominante ao redor do implante. Verificou-se em todas as simulações que esses pontos de estresse máximo ocorreram principalmente no início da entrada da rosca do implante no osso cortical, aumentando consideravelmente seu valor quando esta região coincidiu com a face vestibular do modelo (FIGURA 7).

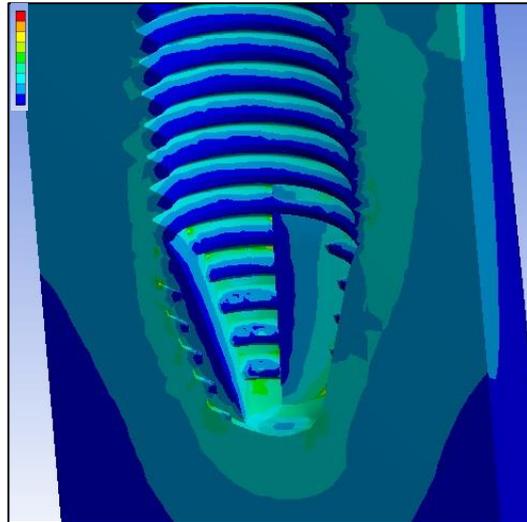
FIGURA 7 – VISTA VESTIBULAR DO MODELO 4 SOBRE CARGA AXIAL: REGIÕES DE MAIOR TENSÃO EM VERMELHO



FONTE: O autor (2016).

Ao analisar as simulações na região do osso trabecular, as forças foram mais discretas, principalmente na força axial. Concentrando a maior força 13,84 MPa na região apical quando aplicada força oblíqua no modelo 4 (FIGURA 8).

FIGURA 8 – VISTA TRANSVERSAL DO OSSO TRABECULAR (SEM O IMPLANTE) NO MODELO 4 SOBRE CARGA OBLÍQUA. REGIÕES DE MAIOR TENSÃO EM AMARELO

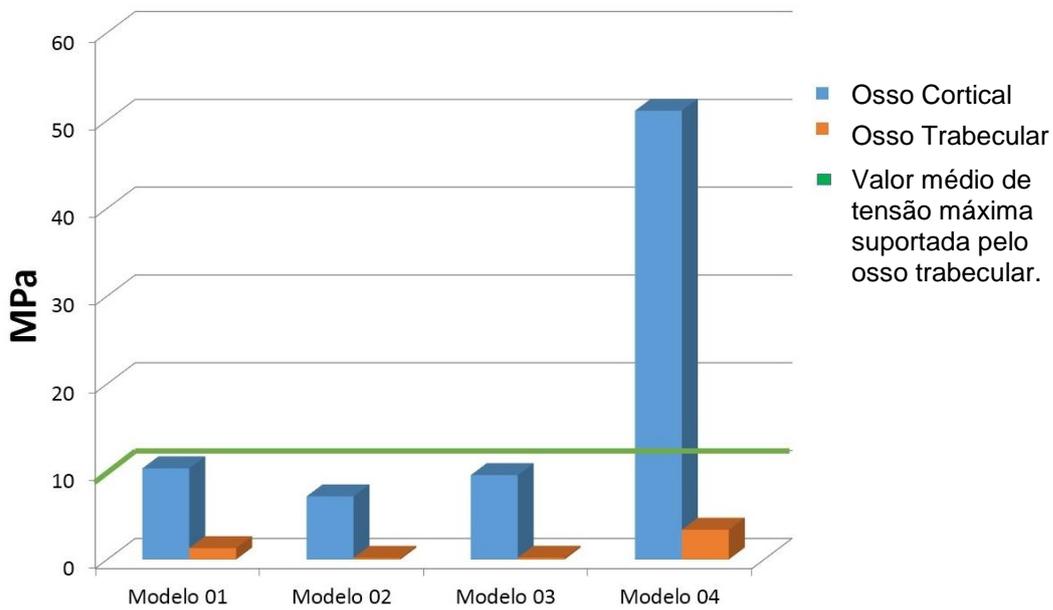


FONTE: O autor (2016).

Analisando as forças axiais no osso cortical, constatou-se uma grande diferença na tensão máxima ocorrida no modelo 4 em relação aos outros modelos, alcançando um valor aproximadamente cinco vezes maior que o modelo 1. As forças oblíquas no osso cortical também apresentaram uma diferença significativa do modelo 4 para os demais modelos, alcançando um valor 2,5 vezes maior comparado ao modelo 1 (GRÁFICO 1).

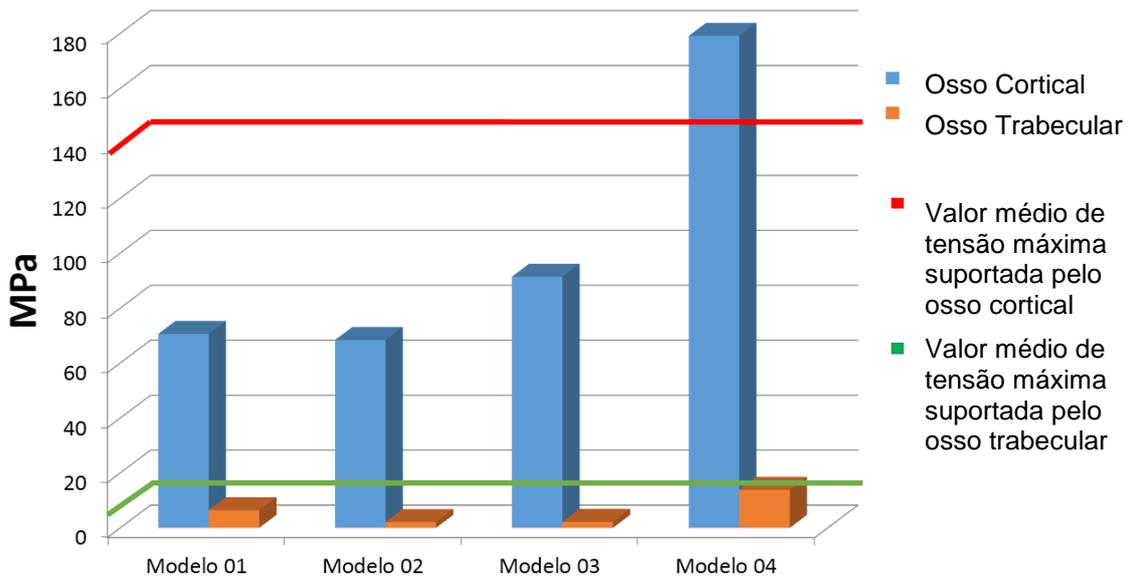
A linha horizontal vermelha no gráfico 2 e verde presente nos gráficos 1 e 2, representam as médias dos limites de escoamento do osso cortical e trabecular respectivamente.

GRÁFICO 1 – TENSÃO MÁXIMA EM MPA DO TECIDO ÓSSEO CORTICAL E TRABECULAR NA FORÇA AXIAL



FONTE: O autor (2016).

GRÁFICO 2 – TENSÃO MÁXIMA EM MPA DO TECIDO ÓSSEO CORTICAL E TRABECULAR NA FORÇA OBLÍQUA



FONTE: O autor (2016).

4 DISCUSSÃO

As forças aplicadas na pesquisa foram baseadas em estudos do movimento mastigatório, os quais consideraram a direção das fibras musculares e as forças produzidas por elas (WHEELER, 1974). Com base no movimento de mastigação deve-se considerar, em próteses implanto-suportadas, duas forças oclusais principais: a axial e a oblíqua. Neste movimento, as forças predominantes são as verticais, no entanto, as forças transversais são criadas pelos movimentos mastigatórios e pela inclinação das vertentes das cúspides dos dentes. (FALCÓN-ANTENUCCI, 2008).

A carga mastigatória simulada neste estudo foi de 100 N axial e de 100N na oblíqua. Nota-se que na literatura há uma grande variação de forças/cargas verticais em pacientes com implantes, variando em média entre 91N e 284 N, sendo que a magnitude das cargas se altera em relação à localização do implante e à consistência do alimento (MORNEBURG; PROCHEL, 2002).

De acordo com os resultados obtidos no modelo 4, quando aplicadas forças oblíquas, verificou-se que a tensão máxima ultrapassou o limite de escoamento do osso cortical (aproximadamente 140 MPa) e do osso esponjoso (em torno de 10 MPa) (TONIOLLO, 2011), ou seja, nesta situação o osso poderia entrar em um processo de reabsorção ou de remodelagem, comprometendo a estabilidade e sustentação do implante (GRÁFICO 2).

Em relação ao limite de escoamento a carga axial manteve-se abaixo do limite em todas as simulações, sendo que o maior impacto observado no estudo ocorreu no modelo 4 na região do osso cortical, com o valor de 51,11 Mpa, representando somente 36,5% do limite de escoamento do osso cortical.

A área mais afetada foi a face vestibular dos protótipos, na direção em que a força oblíqua foi aplicada. Nos estudos realizados por Kitamura (2005), Akca e Cehreli (2006) e Yoon (2011) foram avaliados também pela análise de elementos finitos a consequência da perda óssea ao redor do implante e observaram que o maior valor de tensão nos diferentes níveis ósseo foi gerado pela força oblíqua no osso cortical, em concordância com os resultados deste estudo. Os valores observados na tabela

3, revelaram que a força oblíqua gerou até dez vezes mais compressão que a axial em um mesmo modelo.

Nos protótipos pode-se observar que as tensões encontradas no osso cortical foram mais elevadas que as tensões encontradas no osso esponjoso, concentrando-se principalmente ao redor da plataforma do implante, assim como observado no estudo de Rubo e Souza (2008). Este resultado é um reflexo da característica inerente do osso cortical e do seu módulo de elasticidade, o qual possui uma predisposição à concentração de maiores valores de tensão (ANTENUCCI, 2011) e ao princípio de engenharia geral, o qual indica que quando dois materiais estão em contato e um deles é carregado, a tensão será mais significativa onde a estrutura tem o primeiro contato (CHUN *et al.*, 2006).

Os autores Akça e Cehreli, em 2006, presumiram que a perda gradativa do osso cortical ao redor da porção cervical do implante é extremamente desfavorável à sua biomecânica, o que levaria à distribuição de tensões inadequadas ao osso esponjoso.

É importante ressaltar que na força axial, apesar do valor de tensão máxima não ter ultrapassado o seu limite de escoamento, observou-se um acentuado crescimento de tensão (51,11MPa) no modelo 4 em relação aos modelos antecessores, que apresentaram uma média de 9,06MPa. Este crescimento resultou em um valor aproximadamente cinco vezes superior demonstrando uma provável mudança no comportamento biomecânico do implante ao ser submetido a 3mm de perda óssea (GRÁFICO 1).

Para as forças oblíquas, no modelo 4, o valor máximo da tensão dobrou em relação ao modelo 3, ultrapassando o limite de escoamento do osso cortical (GRÁFICO 2), assim como foi encontrado no estudo realizado por Yoon (2011) que também encontrou valores que superaram o limite médio máximo suportado pelo osso cortical.

Observa-se na tabela 2, que o modelo 1 apresentou valores de tensão máxima alcançando um valor ligeiramente maior comparado ao modelo 2. Demonstrando que o pescoço do implante influenciou na distribuição de tensão no tecido ósseo,

aumentando a concentração das forças na região cervical, uma vez que somente no modelo 1 o pescoço do implante estabelecia contato com o tecido ósseo.

Este estudo teve como principal objetivo analisar em efeito comparativo, os diferentes comportamentos do tecido ósseo frente às diferentes perdas ósseas. É importante salientar que existiram limitações em relação aos programas utilizados neste estudo, pois na construção dos protótipos é comum que todos os materiais envolvidos sejam considerados homogêneos e isotrópicos, onde as propriedades do material são as mesmas em todas as direções, o que pode não representar toda a complexidade do campo biológico (TONIOLLO, 2011).

5 CONCLUSÃO

Por meio da análise dos modelos tridimensionais com a utilização do método dos elementos finitos pode-se concluir que: Houve um aumento crescente da tensão no osso à medida que se diminuía o nível ósseo. Na perda de 3mm, este aumento foi consideravelmente maior, tanto nas forças axiais quanto nas oblíquas. A carga oblíqua gerou uma maior tensão em relação à carga axial, com uma concentração superior na região vestibular do modelo, independente do implante.

A perda óssea de 3mm, gerou uma sobrecarga no tecido ósseo, podendo inviabilizar a sustentação do implante com um possível processo de reabsorção óssea. O implante com ausência de perda óssea, sofreu uma tensão máxima ligeiramente maior que o modelo com 1mm de perda, sugerindo uma participação do pescoço do implante na distribuição das cargas oclusais ao tecido periimplantar.

REFERÊNCIAS

ALBREKTSSON, T. *et al.* The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 1, p.11-25, 1986.

ANTENUCCI, R.M.F. **Análise das tensões em próteses unitárias implantossuportadas com diferentes tipos de conexões e qualidade óssea: estudo pelo método dos elementos finitos tridimensionais.** 130 f. Tese (doutorado em Concentração em Prótese Dentária) -, Faculdade de Odontologia de Araçatuba, Universidade Estadual Paulista, Araçatuba, 2011.

BAGGI L, CAPPELLONI I, GIROLAMO MD, MACERI F, VAIRO G. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseintegrated implants related to crestal bone geometry: A threedimensional finite element analysis. **The Journal of Prosthetic Dentistry.** 100 (6): 422-31.2008.

CHUN H.J. et al. Influence of implant abutment type on stress distribution in bone under various loading conditions using finite element analysis. **Int J Oral Maxillofacial,** 21:195-202, 2006.

DING X, ZHU X. LIAO S, ZHANG X, CHEN H. Implant – Bone Interface Stress Distribution in immediately loaded implants of different diameters: A Three-Dimensional Finite Element Analysis. **Journal of Prosthodontics.** 18 (5): 393-402.2009.

FRANSSON, C. et al. Severity and pattern of peri-implantitis associated bone loss. **Journal Clin. Periodontol.,** v. 37, n. 5, p. 442-448, 2010.

GEHRKE, S. A., SOUZA DOS SANTOS VIANNA, M., DEDAVID, B.A. Influence of bone insertion level of the implant on the fracture strength of different connection designs: an in vitro study. **Clin Oral Investig,** Jul 17, 2013.

GENG J.P.; TEN K.B.; LIU G.R. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review literature. **JProsthet Dent,** 85(6): 585-98, 2001.

LOTTI R.S.; MACHADO A.W.; MAZZIEIRO E.T.; LANDRE Júnior J. Aplicabilidade científica do método dos elementos finitos. **R Dental Press Ortodon Ortop Facial** 11 (2): 35-43, 2006.

MADEIRA M.C. **Anatomia do dente.** 6.ed. Editora Sarvier; 2005.

MARINCOLA, M.; COELHO, P.G.; MORGAN, V.; CICCONE, A. The Importance of Crestal Bone Preservation in the Use of Short Implants. **Journal of Advanced Dental Research** Voll : Issue I: October, 2010.

RUBO JH, SOUZA EA. Finite element analysis of stress in bone adjacent to dental implants. **J Oral Implantol.** 34(5): 248-55. 2008

TONIOLLO, M. B. **Análise qualitativa e quantitativa, pelo método dos elementos finitos, da distribuição de tensão em diferentes rebordos reabilitados com próteses metalocerâmicas sobre implantes do tipo cone Morse, de diferentes comprimentos.** 132 f. Dissertação (Mestrado em Reabilitação Oral) - Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2011.

MANGANO C, MANGANO F, SHIBLI JA, TETTAMANTI L, FIGLIUZZI M, D'AVILA S, SAMMONS RL, PIATELLI A. Prospective evaluation of 2,549 Morse taper connection implants: 1- to 6-year data. **J Periodontol.** Jan; 82 (1): 52-61. Epub 2010 Jul 21. 2011.

MOMBELLI, A.; LANG, N. P. The diagnosis and treatment of peri-implantitis. **Periodontology 2000.** v.17, p.63-76, 1998.

MORNEBURG T.R.; PROCHEL P.A.; Measurement of masticatory forces and implant forces and implant loads: a methodologic clinical study. **Int J Prosthodont,** 15:20-27, 2002.

MISCH, C.E. **Próteses sobre Implantes** 1.ed. São Paulo: Ed. Santos, 2006.