

ANÁLISE DE TENSÕES/DEFORMAÇÕES E DESLOCAMENTOS DESENVOLVIDOS EM IMPLANTES ODONTOLÓGICOS

Naiara Cristina da Silva

Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Federal de Uberlândia
Av. João Naves de Ávila, 2121, Campus Santa Mônica, CEP: 38400-902, Uberlândia-MG, Brasil, Caixa-Postal: 593
naiara_cris@yahoo.com.br

Sonia A G Oliveira

Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Federal de Uberlândia
Av. João Naves de Ávila, 2121, Campus Santa Mônica, CEP: 38400-902, Uberlândia-MG, Brasil, Caixa-Postal: 593
sgoulart@mecanica.ufu.br

Roberto S Pessoa

Faculdade de Odontologia de Araraquara, Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho
Rua Humaitá, 1680- Sala 409- Quarto Andar, Centro, CEP: 14800-1903, Araraquara-SP, Brasil, Caixa-Postal: 331
rspessoa@uol.com.br

Resumo: *Implantes dentais têm sido instalados e carregados imediatamente após a extração do dente, reduzindo o tempo e o custo do tratamento, diminuindo o número de procedimentos cirúrgicos e otimizando o resultado estético. Falhas neste procedimento podem estar associadas a fatores biomecânicos. Este estudo, portanto, será desenvolvido para analisar a distribuição de tensões em implantes imediatos submetidos à carga imediata. Um modelo representativo do alvéolo de extração de um incisivo central superior será obtido a partir de sua tomografia computadorizada. Duas conexões de implantes serão avaliadas: hexágono interno e cone morse. Para a análise em MEF (método dos elementos finitos) elementos de contato serão utilizados para simular a interface osso-implante. Os resultados serão comparados, avaliando qual das conexões apresenta uma melhor distribuição de tensões.*

Palavras-chave: *elementos finitos, implantes dentais, carga imediata.*

1. INTRODUÇÃO

Implantes dentários vêm sendo utilizados largamente na Odontologia para reabilitar pacientes de maneira mais confortável e estável. Esse tipo de artefato substitui a raiz dentária, sendo usualmente confeccionado de titânio comercialmente puro. Atualmente implantes dentais têm sido instalados e carregados imediatamente após a extração do dente, diminuindo o número de procedimentos cirúrgicos, reduzindo o tempo e custo do tratamento, moderando a reabsorção óssea do alvéolo e otimizando o resultado estético. Esta técnica foi proposta pelo ITI (International Team for Oral Implantology-Waldernburg, Suécia, 1997) para eliminar o inconveniente do tempo de reparação. Sua porcentagem de êxito varia segundo diferentes autores entre 92,7% a 98,0%. Sua principal indicação é na substituição de dentes com patologias sem possibilidade de tratamento (Peñarrocha et al, 2003). Com a associação das modalidades de tratamento de implantação imediata e carregamento imediato, o protocolo original tem sido preterido em detrimento à importante redução de tempo entre a extração do dente, a instalação e o carregamento do implante.

Uma vez que a carga mastigatória é transmitida à estrutura óssea pelos implantes, o planejamento e execução cautelosos destes sistemas são essenciais para se alcançar uma distribuição de tensões favorável ao tecido ósseo (Laufer and Gross, 1998). O sucesso da técnica de implantes osseointegráveis é diretamente influenciado por fatores biomecânicos como: a densidade óssea na área de implantação, a natureza da interface osso-implante, as propriedades dos materiais dos implantes e próteses, o padrão da superfície do implante (propriedades de micro-travamento), o design do implante (propriedades de macro-travamento) e as condições oclusais, ou seja, da quantidade, qualidade e frequência das cargas aplicadas sobre o implante (Misch et al. 2005; Geng et al. 2001; Boskaya et al. 2004).

No caso específico de implantes imediatos submetidos à carga imediata, um complicador adicional é a existência de uma delicada interação entre a reabsorção óssea (absorção pelo próprio organismo do paciente, do tecido ósseo que envolve o implante, provocando a perda de sua estabilidade, reduzindo sua durabilidade) nas regiões de contato osso-implante e a formação óssea nas regiões livres de contato (Berglundh et al. 2003). Sendo a capacidade biomecânica do osso em formação muito menor que a do tecido ósseo funcionalmente adaptado, é muito importante atingir uma alta estabilidade primária intra-óssea e um ambiente biomecânico favorável.

Micro-movimentações que excedam 100µm podem induzir a formação de tecido fibroso na interface osso-implante em lugar da desejada osseointegração (Brunski, 1993).

Considerando-se a expansão da utilização dos implantes dentais e as recentes mudanças nos protocolos clínicos, o estudo das interações biomecânicas entre os implantes e as estruturas de suporte pode auxiliar uma indicação mais precisa, oferecendo menores riscos de falhas, considerando a diversidade de variáveis envolvidas.

Na presente pesquisa, o carregamento imediato de um implante instalado em um alvéolo de extração foi o objetivo do estudo, analisando as tensões/deformações e deslocamentos, em diferentes conexões protéticas (hexágono interno e cone morse) na posição vestibularizada em relação às tábuas ósseas alveolares. Apesar de ser um protocolo cuja utilização tem se tornado cada vez mais comum, e cujo sucesso é fortemente influenciado pelo ambiente biomecânico, poucos estudos encontram-se disponíveis analisando a distribuição de tensões/deformações e deslocamentos de implantes com carga imediata (Akkocaoglu, et al. 2005 Cehreli et al. 2005; Olsen et al., 2005). De fato, não foram encontrados na literatura revisada até o momento, modelagens em elementos finitos que fossem representativas desta situação clínica.

2. METODOLOGIA

2.1 Modelo em Elementos Finitos

O método dos elementos finitos é uma técnica de análise numérica destinada à obtenção de soluções aproximada de problemas regidos por equações diferenciais, a principal motivação para seu uso reside no fato que, devido à complexidade dos problemas de Engenharia soluções analíticas em forma fechada tornam-se inviáveis ou mesmo impossíveis. Assim, devemos recorrer a técnicas capazes de fornecer soluções numéricas aproximadas. Basicamente, neste método numérico podem-se identificar três etapas distintas: a construção do modelo, a solução do problema e a análise dos resultados.

2.1.1 Definição da Geometria

A geometria do alvéolo de extração de um incisivo central superior foi obtida através de uma tomografia computadorizada de uma maxila, Figura 1, pertencente ao laboratório de anatomia humana da Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho - Faculdade de Odontologia de Araraquara. A partir do corte tomográfico vestibulo-lingual mediano do alvéolo, utilizando o programa VworksTM 4.0, licenciado para a Artis (Brasília, Distrito Federal, Brasil), foi gerada uma imagem em extensão JPG das estruturas ósseas. Esta imagem foi trabalhada em ambiente Matlab,

gerando um modelo plano e exportada para o ANSYS, licenciado para a FEMEC/UFU. Os desenhos em CAD (Computer Aid Designer) dos implantes e componentes protéticos foram requisitados aos fabricantes (Neodent, Curitiba, Brasil). Em todos os modelos, a geometria do alvéolo e das estruturas de suporte permaneceram constantes.



Figura 1: Peça anatômica utilizada para a tomografia, plano central do alvéolo.

2.1.2 Propriedade dos Materiais

Todos os materiais usados no modelo foram considerados isotrópicos, homogêneos e linearmente elásticos. Os materiais envolvidos neste trabalho são: titânio, osso cortical e osso trabecular, cujas propriedades estão listadas na Tabela 1 (Dechow et al. 1993).

Tabela 1: Propriedades mecânicas dos materiais

Propriedade	Materiais		
	Titânio	Osso Cortical	Osso Trabecular
Módulo de elasticidade (E) – MPa	110000	13700	1370
Coefficiente de Poisson (v)	0.33	0.30	0.30

2.1.3 Interface Osso-implante

Na interface osso-implante foi utilizado elementos de contato, para simular a fase anterior a osseointegração, em que não pode ser considerada uma adesão perfeita. Para modelar este problema utilizando o software Ansys, inicialmente analisou-se as possíveis regiões confrontantes. Segundo a natureza dos materiais o problema foi considerado flexível-flexível e os pares de contato considerados superfície-a-superfície. A superfície alvo, o implante, foi modelado com o elemento TARGE 169 e a superfície de contato, o osso cortical e trabecular, com o elemento CONTA 172.

Ao elemento TARGE 169, aqui utilizado em associação ao elemento CONTA 172, podem-se impor deslocamentos de rotação ou de translação, bem como forças normal e tangencial, além de momentos.

O elemento CONTA 172 foi utilizado para representar um contato deslizante, sem ou com atrito, segundo a Lei de Coulomb, entre uma superfície-alvo e uma superfície de contato deformável. Este elemento possui dois graus de liberdade em cada nó: translação nas direções nodais x e y.

2.1.4 Malhagem do Modelo

Utilizou-se uma malha estruturada, formada por áreas com distintos graus de refinamento. Nas áreas próximas à região de contato, os menores elementos utilizados são da ordem de 0,009mm. Os elementos confrontantes possuem, tanto quanto possível dimensões semelhantes, esta característica pode ser observada na Figura 2, na região do contato entre osso cortical e o implante. Para a realização deste estudo foi utilizado o elemento PLANE 2, o qual é triangular com 6 nós e dois graus de liberdade em cada nó, apresenta um comportamento quadrático e é bem utilizado para modelar geometrias irregulares.

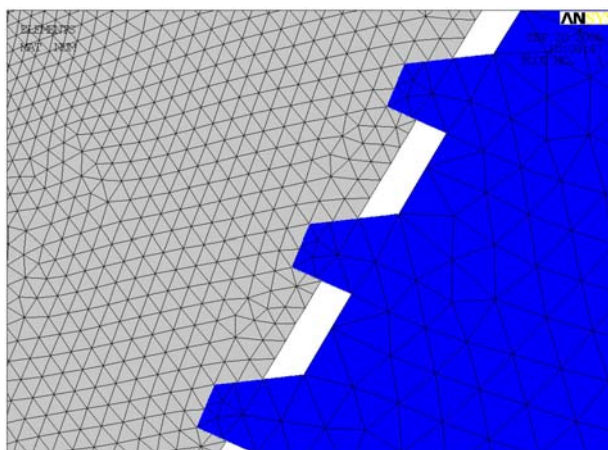


Figura 2: Densidade da malha na região de contato

2.1.5 Carregamento e Condições de Contorno

A análise numérica de elementos finitos foi realizada com a base do modelo engastada. Um carregamento de 10 N foi aplicado no terço incisal da superfície lingual, com uma inclinação de 40° em relação ao longo eixo do alvéolo, Figura 3.

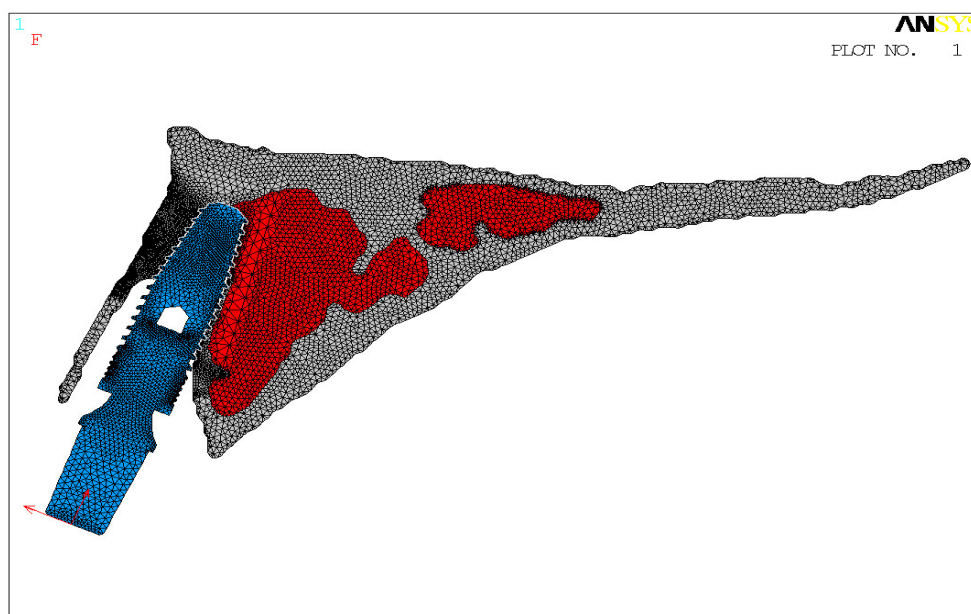


Figura 3: Condições de Contorno

A interface entre osso cortical e osso trabecular foi considerada contínua, utilizando-se, para isso a função do programa Ansys, AGLUE, cuja finalidade está em interpretar áreas de materiais diferentes, como sendo uma única área, não havendo, portanto possibilidade de movimento relativo entre ambas. Entre os componentes implante, munhão e parafuso, Figura 4, também foi utilizada a função AGLUE de modo que, as áreas estejam “coladas” abrangendo a mesma geometria que as áreas originais.

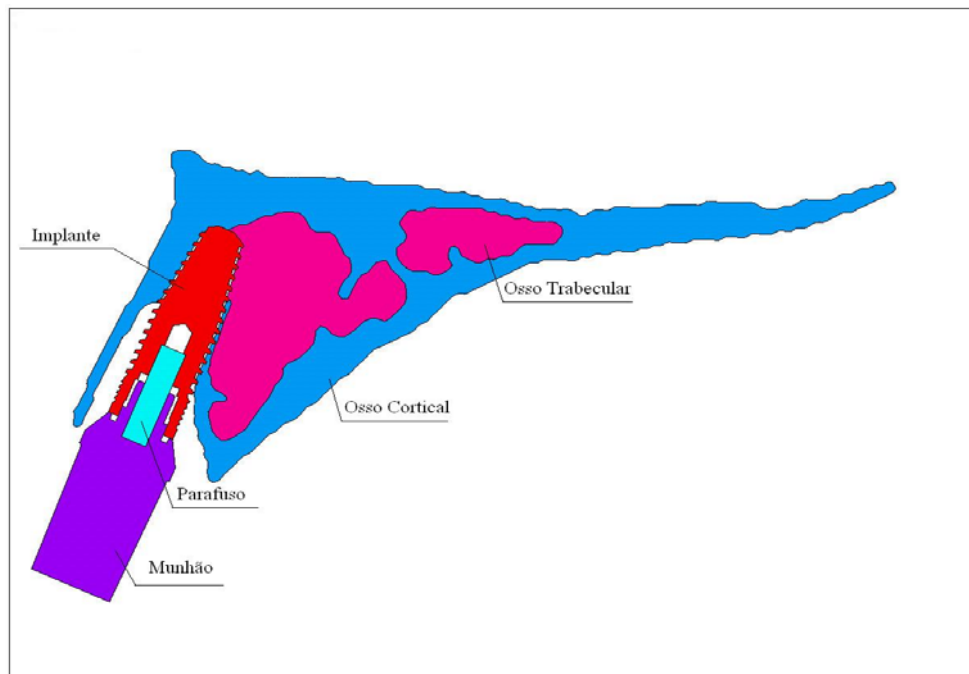


Figura 4: Implante e Componentes, Osso cortical e trabecular

Segue discriminado, ajustes iniciais adotados para proceder à simulação na fase de pré-processamento: Solução dentro do limite elástico, ambas as superfícies em contato foram adotadas flexíveis, certificou-se de que há um par de contato que está em contato na geometria inicial para que não haja deslocamento de corpo rígido, adotou-se estado plano de tensão no ajuste das opções para o elemento PLANE2.

Para estabelecer uma rigidez entre as superfícies, alvo e contato é necessário informar ao ANSYS o valor de um fator de rigidez normal de contato, identificado por meio do parâmetro FKN que varia de 0.01-1.0, o valor de FKN igual a 1 é apropriado para deformações volumétricas. Se as deformações devido à flexão são dominantes recomenda-se usar valores entre 0.01-0.1. Este parâmetro controla a intensidade de penetração e afastamento entre ambas as superfícies, razão pela qual tem grande influência na convergência durante o processamento do modelo. De acordo com as condições físicas do problema o valor adequado de FKN foi de 0.06.

3. RESULTADOS

Os modelos de implante: cônico com hexágono interno e cone morse, instalados no alvéolo em posição vestibularizada, revelou que a perda óssea vestibular não foi afetada de forma significativa, sendo que as maiores concentrações de tensão estão localizadas ao nível da primeira rosca em contato com o osso cortical na vestibular, além da região apical do implante.

Foi possível verificar uma alta concentração de tensão na região vestibular do encaixe protético do implante para o modelo cônico com hexágono interno, Figura 5.

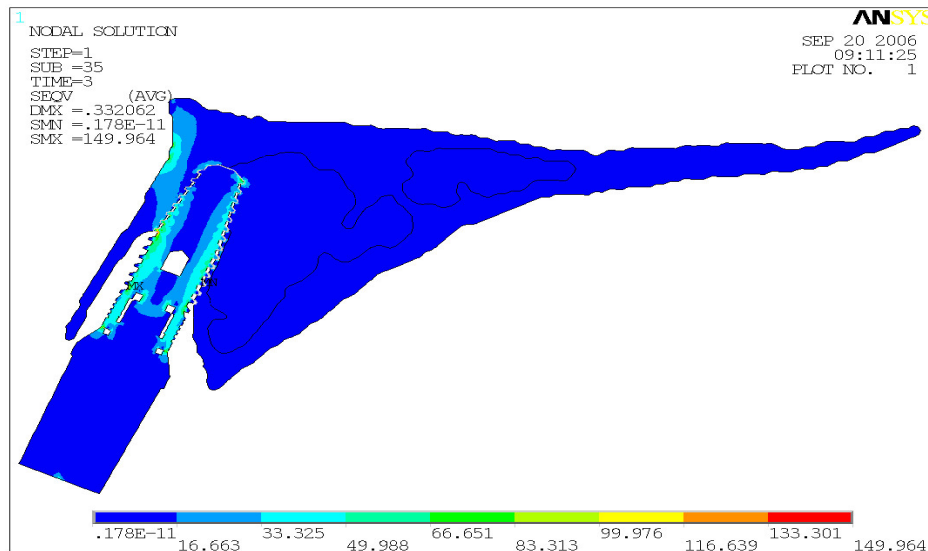


Figura 5: Tensões no modelo cônico hexágono interno

Como mostrado na Figura 6, a distribuição de tensões no osso cortical para os dois modelos de implantes não apresenta grandes diferenças verificando-se que as maiores tensões de Von Mises encontradas pertencem ao osso cortical na região ao redor do implante, há uma redução no valor das tensões para o modelo cone morse, o que pode ser atribuído a sua melhor configuração geométrica.

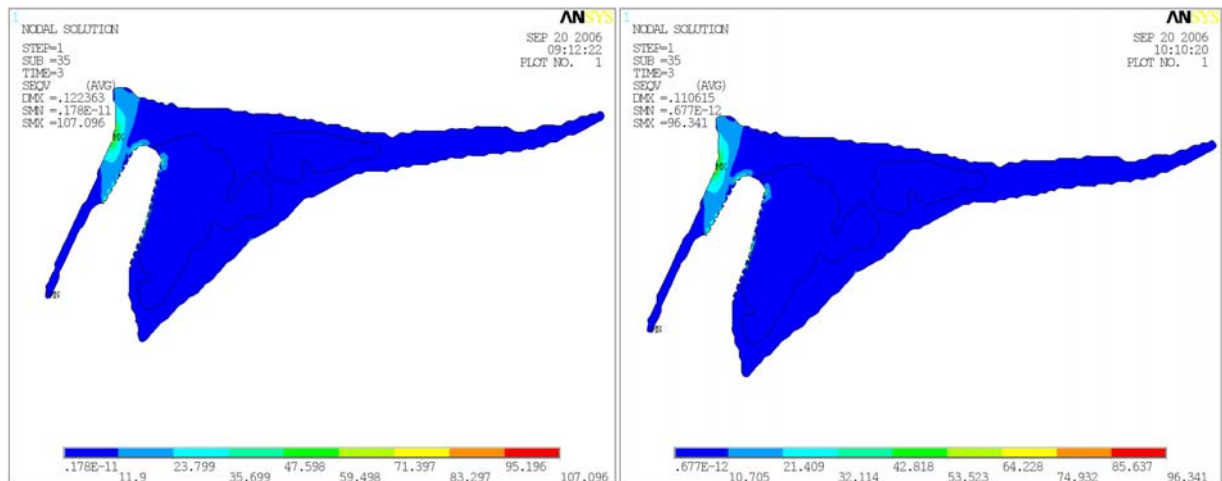


Figura 6: Distribuição das tensões - hexágono interno e cone morse

Os deslocamentos encontram-se dentro do valor esperado não ocorrendo micro-movimentações acima de 100µm, como é recomendado, Figura 7.

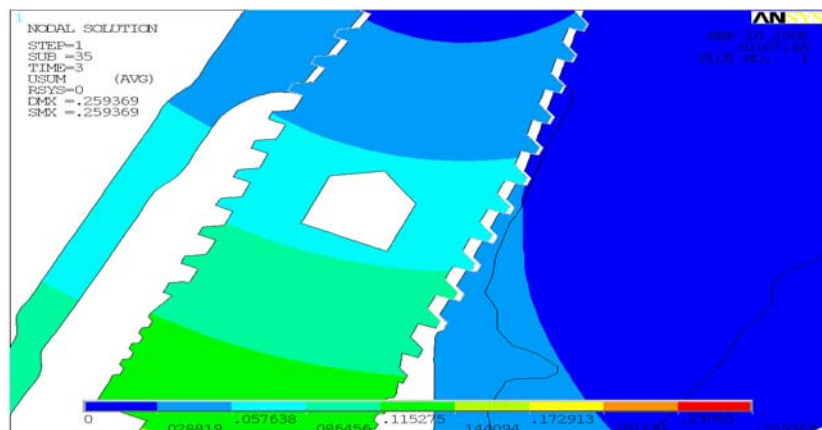


Figura 7: Soma vetorial dos vetores deslocamento

4. DISCUSSÃO

As simplificações relativas à geometria, propriedades mecânicas dos materiais e condições de interação das partes que compõem o modelo podem se tornar fatores limitantes importantes nas simulações de implantes, influenciando a precisão das análises (Akagawa et al. 2003). Sendo assim, apesar de o estado de tensão e deformação *in vivo* ser 3D, um modelo plano foi escolhido, pois levou a um número menor de nós, e possibilitou modelar de forma detalhada as estruturas importantes como as roscas dos implantes e a arquitetura óssea do alvéolo. A maior vantagem de modelos pequenos e simplificados, é que eles permitem fazer uma malha refinada e com elementos complexos.

Apesar das simplificações apresentarem certa limitação na interpretação dos valores absolutos dos resultados, este estudo expõe claramente a intenção de comparar variáveis dentro de uma situação específica. Os valores relativos encontrados podem levar a um melhor entendimento da biomecânica ao redor dos implantes com carga imediata.

Observa-se que em face de um grande desconhecimento em relação aos mecanismos biológicos envolvidos e também em relação às características mecânicas dos materiais vivos, os resultados destas análises ainda precisam ser confirmados experimentalmente e em análise clínica.

5. AGRADECIMENTOS

Ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da UFU e a Capes pelo apoio financeiro.

6. REFERÊNCIAS

- Akkocaoglu, M., Uysal, S., Tekdemir, I., Akça, K., Cehreli, M.C., 2005, "Implant design and intraosseous stability of immediately placed implants: a human cadaver study", *Clin Oral Impl Res*, Vol.16, pp.202-209.
- Akagawa, Y., Sato, Y., Teixeira, Er., Shindoi, N., Wadamoto, M., 2003, "A mimic osseointegrated implant model for three-dimensional finite element analysis", *J Oral Rehabil*, Vol.30, pp.41-45.
- Berglundh, T., Abrahamsson, I., Lang, N.P., Lindhe, J., 2003, "De novo alveolar bone formation adjacent to endosseous implants", *Clin Oral Impl Res*, Vol. 14, pp.251-262.
- Bozkaya, D., Muftu, S., Muftu, A., 2004, "Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load by finite element analysis", *J Prosthet Dent*, Vol.92, pp. 523-30.
- Brunski, J.B., 1993, "Avoid pitfalls of overloading and micromotion of intraosseous implants", *Dent Implant Update*, Vol. 4, pp. 77-81.
- Cehreli, M., Duyck, J., De Cooman, M., Puers, R., Naert, I., Akca, K., 2005, "Human *ex vivo* bone tissue strains around natural teeth vs. immediate oral implants", *Clin Oral Impl Res*, Vol. 16, pp.540-548.
- Dechow, P.C., Nail, G.A., Schwartz-Debney, C.L., Ashman, R.B., 1993, "Elastic properties of human supraorbital and mandibular bone", *American Journal of Physical Anthropology*, Vol.90, pp. 291-306.
- Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2001; 85:585-98.
- Laufer, B.Z., Gross, M., 1998, Splinting osseointegrated implants and natural teeth in rehabilitation of partially edentulous patients. *Int. J. Periodont. Rest. Dent.*, Vol. 25, pp. 69-80.
- Misch, C.E., Suzuki, J.B., Misch-Dietsh, F.M., Bidez, M.W., 2005, "A positive correlation between occlusal trauma and peri-implant bone loss: literature support", *Implant Dent*, Vol.14, pp. 108-16.

- Olsen, S., Ferguson, S.J. Sigrist, C., Fritz, W.R., Nolte, L.P., Hallermann, W., Caversaccio, M., 2005, "A novel computational method for real-time preoperative assessment of primary dental implant stability", Clin Oral Implants Res, Vol.16, pp.53-9.
- Peñarrocha, M., Uribe, R., Balaguer, J., 2003, "Implantes inmediatos a la exodoncia. Situación actual", Méd Oral, Vol.9, pp.234-42.

ANALYSIS OF STRESS/STRAINS AND DISPLACEMENT DEVELOPED IN TWO MODELS OF ORAL IMPLANTS

Naiara Cristina da Silva

Department of Mechanical Engineering, Federal University of Uberlândia
Av. João Naves de Ávila, 2121, Campus Santa Mônica, CEP: 38400-902, Uberlândia-MG, Brazil
naiara_cris@yahoo.com.br

Sônia A G Oliveira

Department of Mechanical Engineering, Federal University of Uberlândia
Av. João Naves de Ávila, 2121, Campus Santa Mônica, CEP: 38400-902, Uberlândia-MG, Brazil
sgo_ularat@mecanica.ufu.br

Roberto S Pessoa

Department of Odontology, State University Paulista Júlio de Mesquita Filho
R Humaitá, 1680- Sala 409, CEP: 148001903, Araraquara-SP, Brazil
rspessoa@uol.com.br

Abstract: *Dental implants have been placed and loaded immediately after tooth extraction. This protocol has several advantages such as reduction of the treatment time and cost, fewer surgical procedures and optimal esthetic results. Despite this success, fails on this protocol can be related to biomechanical factors. The models will be obtained from an upper medial incisor extraction computer tomography for finite elements methods. Two prosthetic connection of implant will be measured: internal hexagon and morse taper. For finite element analysis, contact elements will be used to simulate bone-implant interface. The results will be compared, evaluating which of the connection present one better distribution of stress.*

Keywords: *finite elements, oral implants, immediate load.*