



ANÁLISE DE TENSÕES NA VIZINHANÇA DE UM IMPLANTE BIOFORM

Luis Paulo Silva Barra

Departamento de Estruturas / Universidade Federal de Juiz de Fora
e-mail: luisp@numec.ufjf.br

Elson M. Toledo

Departamento de Mecânica Computacional / Laboratório Nacional de Computação Científica
Departamento de Estruturas / Universidade Federal de Juiz de Fora
e-mail: emtc@lncc.br

Mauro Cruz

Clinest - Centro Clínico de Pesquisa em Estomatologia
e-mail: clinest@terra.com.br

Afonso C.C. Lemonge

Departamento de Estruturas / Universidade Federal de Juiz de Fora
e-mail: lemonge@numec.ufjf.br

Resumo. *O objetivo deste trabalho é a análise tridimensional de tensões no entorno de um implante dental genuinamente brasileiro -BIOFORM- instalado na região pré-molar de uma mandíbula humana. São abordados diversos aspectos, desde a construção do modelo geométrico da mandíbula, a partir de uma tomografia computadorizada, passando pela geração da malha de elementos finitos até as condições de contorno adotadas. O carregamento aqui adotado, resultante das forças de oclusão, é uma força na direção axial do implante.*

Palavras chave. *Análise de Tensões, Implantes Dentais, Mandíbula, Elementos Finitos*

1. Introdução

Uma das alternativas cada vez mais utilizada na prática odontológica para solução de vários problemas ortodônticos é a realização de implantes osseointegráveis. Esta técnica consiste na introdução de uma peça, usualmente de titânio, no espaço antes ocupado pela raiz do dente a ser substituído.

Do ponto de vista mecânico o implante é a peça responsável pela transferência dos esforços decorrentes da oclusão para a estrutura óssea e diversos trabalhos de investigação científica tem evidenciado a relação entre o nível das tensões mecânicas desenvolvidas no entorno desses e a reabsorção óssea, que é a absorção, pelo próprio organismo do paciente, do tecido ósseo que envolve o implante, provocando a perda de sua estabilidade, reduzindo sua durabilidade e comprometendo o seu sucesso.

Ao longo dos últimos anos, tem se tornado cada vez mais freqüente a utilização de simulações computacionais na determinação da distribuição das tensões mecânicas que ocorrem no osso que envolve o implante. Vários trabalhos tem sido publicados relatando estudos sobre a distribuição de tensões em mandíbulas, no entorno desses implantes, utilizando a técnica do método dos elementos finitos muito comumente empregada em problemas de engenharia.

Inúmeras incertezas, entretanto, envolvem a modelagem computacional deste problema, tais como valores de propriedades elásticas, formas de imposição das condições de contorno e até a adequação da utilização de modelos bi ou tridimensionais.

Apesar de limitados, diversos autores propuseram modelos bidimensionais (Meijer et al.(1992), Canay et al.(1996) e Vaillancourt et al.(1996)) e até mesmo axisimétricos (Siegele e Soltész(1989), Rieger et al.(1989a, 1989b, 1989c, 1990) e Murphy et al.(1995)) para tratar deste problema. Tendo vista as limitações destes modelos no tratamento de um problema com características de estado triaxial de tensões, tem crescido o número de autores (Cook et al.(1982), Borchers e Reichart (1983); Takuma et al. (1988); Siegele e Soltész (1989) Clelland et al.(1991), Tortamano (1995); van Zyl et al.(1995) e Inou et al.(1996)) que utilizam modelos tridimensionais.

Além disto diferentes modelos e distintos tratamentos para as condições de contorno têm sido adotados nestas análises como feito por Borchers e Reichart (1983) que utilizam em suas análises condições de apoio na face inferior da mandíbula. Takuma et al (1988) apoia um volume, em torno do implante, nas faces mesial, distal, lingual e bucal e recentemente Tortamano(1995) considerou um modelo simplificado de uma mandíbula equilibrada, durante os esforços de mastigação, pela reação nos côndilos e pela força muscular exercida pelo músculo Masseter. Em trabalho bastante completo Inou et al (1996) utiliza os côndilos como apoios e as forças dos músculos Masseter, Pterigóideos, lateral e medial, e Temporal para gerar o equilíbrio do corpo mandibular durante a oclusão.

Além destes aspectos, investigações têm sido feitas sobre a modelagem dos diferentes tipos de ligação osso-implante. Takuma et al.(1988) realizaram análises comparando os níveis de tensão em torno de três tipos de implantes: de alumina, de hidroxiapatita e um terceiro de titânio, sendo que no caso do implante de alumina esses autores utilizaram na ligação osso-implante uma condição de transmissão apenas de forças de compressão. Van-Rossen et

al.(1990) também analisaram a variação nos níveis de tensões na instalação de implantes, provocada pela colocação de elementos de interface entre implantes e o osso onde estes são instalados.

Borchers e Reichart (1983) realizaram análises de implantes cerâmicos considerados em diferentes estágios da interface osso-implante a partir da situação inicial quando o implante está completamente envolvido por osso esponjoso. Num segundo estágio esses autores consideraram a formação de uma camada denominada de *lamina dura* com propriedades elásticas semelhantes as do osso cortical que, segundo estes autores, ocorre em 50 % dos casos de sucesso de implantações.

Cook et al. (1982) comparando resultados de análises com medidas experimentais em implantes cilíndricos de uma liga porosa concluem pela influência decisiva da forma de ligação implante-osso, com ou sem deslizamentos entre estes, e a variação do módulo de elasticidade do osso nas regiões vizinhas do implante.

No presente trabalho, de modo a representar com suficiente precisão o problema em questão, considera-se o domínio do problema estendendo-se por uma mandíbula inteira de modo a captar na solução toda a influência de seu caráter tridimensional. A geometria utilizada foi determinada por intermédio de dados obtidos a partir de uma tomografia computadorizada. Os materiais foram considerados como elásticos e isotrópicos e a ligação osso-implante foi assumida como rígida. Inicialmente discute-se os aspectos do processo de obtenção do volume da mandíbula, a modelagem das condições de contorno e das cargas oclusais, apresentando o modelo de elementos finitos gerado e os campos de tensões obtidos na análise, tecendo ao final conclusões sobre o trabalho desenvolvido e discutindo futuras linhas de desenvolvimento a serem realizadas.

2. Geração do Modelo Computacional

2.1. Definição da Geometria

A geometria da mandíbula foi obtida utilizando-se o resultado de uma tomografia computadorizada que permitiu sua definição, de maneira bastante satisfatória, através da escolha de um eixo longitudinal em relação ao qual são posicionadas 75 seções transversais. As imagens do eixo e das seções transversais foram digitalizadas através de um scanner e então inseridas num programa de Desenho Auxiliado por Computador (CAD), a partir do qual foram extraídas as coordenadas dos pontos que definem sua geometria. Estas coordenadas, em um sistema de coordenadas local (bidimensional), foram armazenadas em arquivos texto e posteriormente utilizadas para definir linhas (*splines*), que foram rotacionadas e deslocadas para o sistema global (tridimensional) e usadas para definir a geometria do corpo mandibular, que é constituído por dois materiais diferentes, o osso cortical e o osso trabecular.

Optou-se pela região dos pré-molares para a realização das análises onde as forças de oclusão assumem valores entre os máximos, ocorrentes nas regiões dos molares, e aqueles que ocorrem na região dos incisivos centrais. Adotou-se uma situação de osseointegração total modelada pelo contato direto osso/implante não permitindo-se deslocamentos relativos entre eles. Em função das dimensões da mandíbula e do implante considerado, este ficou inserido na parte superior da estrutura óssea não atingindo a camada cortical inferior.

2.2. Propriedades Mecânicas

Considerou-se a estrutura óssea da mandíbula constituída de dois materiais, correspondendo aos dois tipos de ossos: o cortical e o trabecular. Em função da ausência de modelos mais precisos, a análise realizada tratou estes materiais como sendo de comportamento isotrópico e linearmente elástico. Para as suas características elásticas, foram adotados valores obtidos de referências bibliográficas recentes utilizados em análises semelhantes. As propriedades adotadas para as camadas do osso da mandíbula e do material que constituem o implante são dadas na Tabela 1.

Tabela 1 - Propriedades elásticas dos materiais.

Material	Módulo de Elasticidade	Coefficiente de Poisson
Ossos trabecular	1.370 MPa	0,30
Ossos cortical	13.700 MPa	0,30
Titânio	110.000 MPa	0,33

2.3. Carregamento e Condições de Contorno

Na análise da estrutura óssea de uma mandíbula, é necessária a determinação dos valores e direções das forças musculares envolvidas, das condições de apoio proporcionadas pela articulação temporó-mandibular, além da forma de aplicação dessas forças.

É sabido que os músculos Temporal (T), Masseter (M), Pterigóideo medial (Pm), Pterigóideo lateral (Pl) são os principais responsáveis pela mastigação. Entretanto, a determinação das intensidades das forças resultantes das respectivas contrações ainda é objeto de pesquisa. Neste trabalho foi adotada a metodologia proposta por Inou et al (1996), que em relação ao carregamento, considera, para efeito da análise de tensões em uma mandíbula, que as intensidades das forças musculares são proporcionais às áreas das seções transversais dos músculos. Pode-se então escrever todas as forças em função de uma delas, que inicialmente permanece como incógnita, dependendo da força de

oclusão a ser considerada. Adotando-se as relações entre as forças musculares dessa forma, pode-se escrever as seguintes equações:

$$M = 1,72 P_l \tag{1}$$

$$T = 0,99 P_l \tag{2}$$

$$P_m = 1,15 P_l \tag{3}$$

A Figura 1 mostra as restrições para deslocamentos impostas ao modelo global bem como a representação das forças musculares resultantes. Ainda nesta figura ilustra-se a área onde foi distribuída a atuação do músculo Masseter, destacando-se os nós da malha que receberam parcelas desta carga. Apesar de não indicado na figura, adotou-se procedimento similar para a aplicação da força do músculo Pterigóideo medial. A ação dos demais foram consideradas como cargas concentradas, conforme indicado.

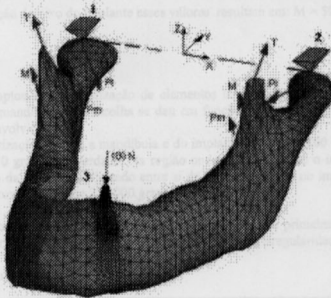


Figura 1 - Restrições aos deslocamentos impostas para a análise - (Ponto 1 - Impedimentos de translações nas direções x, y e z; Ponto 2 - Impedimentos de translações nas direções y e z), músculos considerados com suas respectivas regiões onde ocorreram as distribuições de forças.

Com relação às condições de contorno, tendo em vista que apenas estas restrições não impedem que a mandíbula realize uma rotação de corpo rígido em torno do eixo 1-2, impõem-se a condição de momento resultante nulo em torno do eixo 1-2, quando aplicada a força axial de 100N no implante. Esta equação pode ser escrita como:

$$2.M \times r_M + 2.P_m \times r_{Pm} + 2.P_l \times r_{Pl} + 2.T \times r_T + 100u \times r_o = 0 \tag{4}$$

Onde r_i é o vetor distância de cada ponto de aplicação de cada carga até o eixo 1-2, e o símbolo "x" denota o produto vetorial das ações musculares totais e da carga de oclusão pelos vetores distância ao eixo 1-2. Nesta expressão u designa o vetor unitário na direção do eixo do implante. Os vetores posição das forças musculares e da carga no implante para o caso aqui considerado estão indicados na Tabela 2.

Tabela 2 – Componentes dos vetores distância para a carga axial (em mm).

Vetor distância	Direção x	Direção y	Direção z
r_M	0,0	28,07	33,01
r_T	0,0	30,61	5,270
r_{Pl}	0,0	9,558	6,311
r_{Pm}	0,0	27,67	38,97
r_o	0,0	80,63	23,89

A equação (4) acima juntamente com as relações (1) a (3), permite que sejam determinadas as forças musculares incógnitas. Embora a estrutura assim modelada esteja em equilíbrio, como foi mencionado antes, é preciso impor restrições de modo a impedir os deslocamentos de corpo rígido, o que é feito com o impedimento da translação em z no

Ponto 3. Esta última restrição, fornece, portanto, uma maneira de se verificar a correção do procedimento, pois uma vez que este apoio é dispensável à manutenção do equilíbrio a reação nele despertada deve ser nula.

Para a aplicação da equação (4), as direções das forças musculares foram obtidas tendo como base o trabalho de Inou et al (1996). Adaptações para a geometria da mandíbula aqui considerada resultaram nos cossenos diretores mostrados na Tabela 3.

Tabela 3 - Cossenos diretores das forças musculares resultantes (lado da mandíbula onde foi considerado o implante).

Músculo	$\text{Cos}(\alpha)$	$\text{Cos}(\beta)$	$\text{Cos}(\gamma)$
Masseter	-0,043	-0,011	0,999
Pterigóideo medial	0,587	-0,165	0,792
Pterigóideo lateral	-0,325	0,219	0,920
Temporal	0,714	-0,692	0,920

Para o caso da força na direção do eixo do implante esses valores resultam em: $M = 59,23 \text{ N}$, $P_m = 39,60 \text{ N}$, $P_l = 34,44 \text{ N}$ e $T = 35,05 \text{ N}$.

2.4. Características da Análise

No análise aqui realizada optou-se pela utilização de elementos tetraédricos isoparamétricos quadráticos para a discretização do implante e da mandíbula. Tal escolha se deu em função da menor dificuldade na geração da malha, para as complexas geometrias envolvidas.

A malha, incluindo a discretização de toda a mandíbula e do implante, possui 85.800 elementos (destes, 17.193 no implante) resultando em 362.610 graus de liberdade. Na região onde está localizado o implante, compreendida entre duas seções transversais ao eixo da mandíbula distando entre si de 8mm e centrada no implante, são utilizados 67.120 elementos, correspondendo a aproximadamente 277.000 graus de liberdade.

A concentração de elementos na região do implante descrita acima deve-se primeiramente a necessidade de uma representação precisa dos gradientes de tensões em sua vizinhança e também à irregularidade da geometria do implante.

Tabela 4. Características da malha utilizada.

Região	Elementos	Graus de Liberdade
Implante <i>Bioform</i>	17.193	80.134
Implante + vizinhança (4mm)	67.120	276.960
Modelo completo	85.800	362.610

Apesar do refinamento adotado com o conseqüente elevado número de incógnitas envolvidas, a resolução do problema se deu em um computador pessoal, com processador Celeron 400Mhz, e 192 Mbytes de memória RAM. A resolução do modelo completo, como descrito acima, consumiu cerca de 24 horas de processamento. Em função da memória insuficiente para todo o processamento na memória houve uma intensa utilização de paginação de memória (swap), pelo sistema operacional, o que certamente contribuiu significativamente para esse grande tempo de resolução. O sistema de equações foi resolvido iterativamente pelo método dos gradientes conjugados preconditionado.

Para reduzir o tempo desta análise, entretanto, utilizou-se uma estratégia de sub-modelagem. Inicialmente criou-se um modelo menos refinado, mas suficientemente preciso para representar a solução global a uma certa distância do implante. Em seguida, se realizou uma análise limitada à região no entorno do implante, onde foram utilizados como condição de contorno nas superfícies dos contornos criados a partir deste seccionamento, os deslocamentos obtidos a partir da análise global simplificada. Neste procedimento, com a redução das dimensões dos dois problemas (o global e o local), o tempo de processamento para as duas partes da resolução não chegou a duas horas, sem diferença perceptível nos resultados.

3. Resultados Numéricos

Os resultados da análise da mandíbula sujeita às forças musculares, para o caso de uma força de oclusão de 100 N na direção do eixo do implante são apresentadas a seguir. Inicialmente são mostrados, na Figura 3, aspectos da solução global do problema em termos de deslocamentos e tensões. Nesta figura os deslocamentos estão amplificados de um fator de aproximadamente 7, sendo que o maior deslocamento, ocorre, aproximadamente na direção x , na parte da mandíbula que se aloja na articulação temporomandibular, atingindo 0,78 mm. Ainda na mesma figura, como é usual neste tipo de análise, o nível de tensões é avaliado em termos das tensões equivalentes de Von Mises, embora Yamamoto et al (1996), simulando o remodelamento ósseo na ortodontia, sugira a dependência do fenômeno da absorção óssea com os níveis da menor tensão principal (S3).

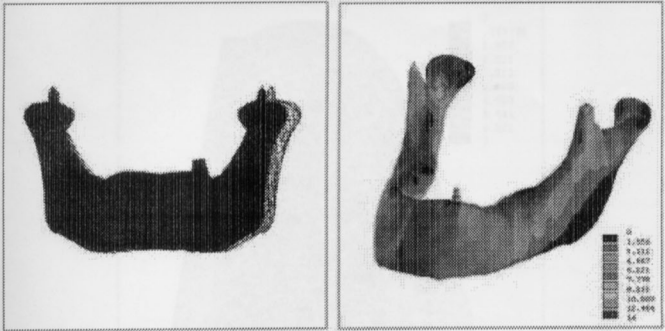


Figura 3 – Deformada da mandíbula e visão geral da distribuição das tensões equivalentes de Von Mises na superfície da mandíbula.

Nas figuras subsequentes, 4 e 5, são apresentados detalhes da região superior de duas seções contendo o eixo do implante, respectivamente, tangente e transversal ao eixo longitudinal da mandíbula. Nestas figuras, os elementos referentes ao implante foram retirados para que se possa visualizar as tensões na superfície da interface implante/osso, na estrutura mandibular. Pode-se observar nestas figuras a nítida diferença entre os níveis de tensões de Von Mises na camada trabecular interior (em tons de azul na parte inferior) e os bem mais elevados obtidos na camada cortical.

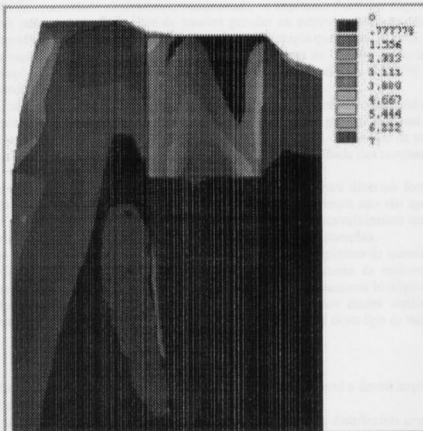


Figura 4 – Tensões equivalentes de Von Mises – Corte vertical tangente (longitudinal) sem a presença do implante.

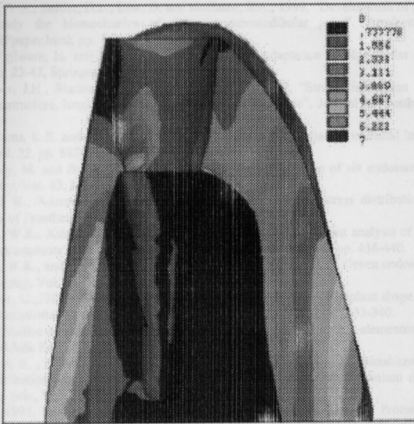


Figura 5 – Tensões equivalentes de Von Mises – Corte vertical transversal sem a presença do implante.

4. Conclusões

Apesar de terem sua funcionalidade clinicamente comprovada, os implantes dentários disponíveis no mercado ainda estão sendo examinados pelo aspecto da análise de tensões geradas na estrutura óssea que os suportam. A partir de extensa pesquisa bibliográfica, foi utilizada neste trabalho uma metodologia que reflete o estado-da-arte da modelagem computacional da solicitação mecânica da estrutura mandibular por forças de oclusão exercidas através de implantes. Apesar disto, considerações mais realistas como as sugeridas por De Vocht et al.(1999) para a modelagem da articulação temporo-mandibular devem ser examinadas em trabalhos futuros.

Foi mostrado que não mais se justifica a realização de análises bidimensionais simplificadas pela limitação de capacidade computacional. Atualmente, com a capacidade de um computador pessoal, é viável a realização de análises de tensões em geometrias complexas no âmbito da elasticidade tridimensional. Neste tipo de análise, a disponibilidade de recursos de pré e pós-processamento é absolutamente determinante da qualidade dos resultados, tendo-se em conta a limitação de tempo.

A comparação de desempenho em termos das tensões desenvolvidas entre diversas formas de implante, só se justifica se for utilizada a mesma metodologia para todas as análises. Desta forma não são apresentadas comparações com resultados obtidos por outros autores. Para suprir esta lacuna, está em desenvolvimento um modelo computacional de outro implante disponível no mercado, para que sejam feitas as devidas comparações.

O presente trabalho aponta para a possibilidade de projetar a forma dos implantes de maneira mais eficiente a partir da correlação do nível de tensões no entorno de implantes com o fenômeno da reabsorção óssea. Observa-se, finalmente, 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 de modo que se possa garantir a confiabilidade deste tipo de modelo.

5. Referências

- Borchers, L. and Reichart, P., 1983, "Three-dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development", *Journal Dent. Res.*, Vol. 62, No. 2, pp. 155-159.
- Canay, S., Hersek, N, Akpınar, I. and Asik, Z., 1996, "Comparison of stress distribution around vertical and angled implants with finite-element analysis", *Quintessence International*, Vol. 27, No. 9, pp. 591-598.
- Clelland, N.L., Ismail, Y.H., Zaki, H.S. and Pipko, D., 1991, "Three-dimensional finite element stress analysis around the Screw-Vent implant", *International Journal Oral & Maxillofacial Implants*, Vol. 6, pp. 391-398.
- Cook, S.D., Weinstein, A.M. and Klawitter, J.J., 1982a, "A three-dimensional finite element analysis of a porous rooted Co-Cr_Mo alloy dental implant", *Journal Dent.Res.*, Vol. 61, No.1, pp.25-29.

- DeVocht, J.W., Goel, V.K., Zeitler, D.L., Lew, D. and Hoffman, E.A., 1999, "Development of a finite element model to simulate and study the biomechanics of the temporomandibular joint" <http://everest.radiology.uiowa.edu/spie/paper10/VHPPaper.html>, pp. 1-9.
- Inou, N., Iioka, Y. Fujiwara, H. and Maki, K., 1996, Functional Adaptation of Mandibular Bone, in Computational Biomechanics, pp. 23-42, Springer-Verlag.
- Meijer, H.J.A., Kuiper, J.H., Starman, F.J.M. and Bosman, F., 1992, "Stress distribution around dental implants: influence of superstructure, length of implants and height of mandible", Journal of Prosthetic Dentistry, Vol. 68, pp. 96-102.
- Murphy, W.M., Williams, K.R. and Gregory, M.C., 1995, "Stress in bone adjacent to dental implants", Journal of Oral Rehabilitation, Vol. 22, pp. 897-903.
- Rieger, M.R., Maybery, M. and Brose, M.O., 1989a, "Finite element analysis of six endosseous implants" Journal of Prosthetic Dentistry, Vol. 63, No. 6, pp.671-676.
- Rieger, M.R., Fareed, K., Adams, W.K. and Tanquist, R.A., 1989b, "Bone stress distribution for three endosseous implants" Journal of Prosthetic Dentistry, Vol.61, No.6, pp. 223-228.
- Rieger, M.R., Adams, W.K., Kinzel, G.L. and Brose, M.O., 1989c, "Finite element analysis of bone-adapted and bone-bonded endosseous implants", Journal of Prosthetic Dentistry, Vol.62, No. 4, pp. 436-440.
- Rieger, M.R., Adams, W.K., and Kinzel, G.L., 1990, "A finite element survey of eleven endosseous implants" Journal of Prosthetic Dentistry, Vol. 63, No. 4, pp. 457-465.
- Siegele, D. and Soltész, U., 1989, "Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone", International Journal Oral & Maxillofacial Implants, Vol. 4, pp. 333-340.
- Sodré, G.S.F., 1999, "Análise de tensões em implantes odontológicos via método dos elementos finitos", Dissertação de mestrado, Universidade Federal de Minas Gerais.
- Takuma, M., Tsutsumi, S., Fukunaga, S. Takamori, Y. Harada, S. Kurokawa, F. Takashima, F. and Maruyama, T., 1988, "Stress distribution around alumina, hydroxyapatite and plasma-sprayed titanium dental implants", Journal Osaka Univ. Dent. Sch., Vol. 28, pp. 73-82.
- Tortamano Neto, P., 1995, "Estudo das Tensões Transmitidas à Mandíbula por uma Prótese Totalmente Implanto-Suportada, Variando-se o Padrão Oclusal, Através do Método dos Elementos Finitos" Tese de Doutorado, Universidade de São Paulo.
- Vaillancourt, H., Pilliar, R.M. and McCammond, D., 1996, "Factors affecting crestal bone loss with dental implants partially covered with a porous coating: A finite element analysis", International Journal Oral & Maxillofacial Implants, Vol. 1, No. 3, pp. 351-359.
- van Rossen, L.P., Braak, L.H., de Putter, C. and de Groot K., 1989, "Stress-absorbing elements in dental implants", Journal of Prosthetic Dentistry, Vol. 64, No. 2, pp. 198-205.
- van Zyl, P.P., Grunding, L., Jooste C.H. and Terblanche, E., 1995, "Three-Dimensional finite element model of a human mandible incorporating six osseointegrated implants for stress analysis of mandibular cantilever prostheses" International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, Vol. 10:pp. 51-57.
- Yamamoto, K., Morikawa, H., Satoh, Y., Nakamura, S., *Computational Biomechanics*, Computational Analysis of Bone Remodeling in Orthodontics, pp.115-134, Springer-Verlag.

STRESS ANALYSIS AROUND BIOFORM DENTAL IMPLANTS

Luis Paulo Silva Barra

Departament of Structures / Federal University of Juiz de Fora
e-mail: luisp@numec.ufjf.br

Elson M. Toledo

Computational Mechanics Department/ Nacional Laboratory of Cientific Computing
Departament of Structures / Federal University of Juiz de Fora
e-mail: emtc@lncc.br

Mauro Cruz

Clinest - Clinical Center of Research and Techological Development in Stomatology
e-mail: clinest@terra.com.br

Afonso C.C. Lemonge

Departament of Structures / Federal University of Juiz de Fora
e-mail: lemonge@numec.ufjf.br

Abstract. The main purpose of this work is a three dimensional stress analysis around a genuine brazilian implant -BIOFORM- placed in the pre-molar region of a human mandible. The modeling aspects, from the building of the mandible volume and finite element meshing, are described, starting from a computerized tomography, up to boundary conditions. The loading herein adopted, derived from occlusion, is an axial force applied over the implant. For this load case plots of the obtained stress levels over the height in the bone vicinity to the implant are shown.

Keywords. Stress Analysis, Dental implants, mandible, Finite Elements