

CILAMCE



Ouro Preto/MG - Brazil

2003

**XXIV IBERIAN LATIN-AMERICAN
CONGRESS ON COMPUTATIONAL
METHODS IN ENGINEERING**

ANÁLISE PELO MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS DA INFLUÊNCIA DA CORTICALIZAÇÃO EM IMPLANTES DENTÁRIOS.

Janáina Villela*

Bolsista de Iniciação Científica PIBIC-CNPq/UFJF

janaina@numec.ufjf.br

Luis Paulo da Silva Barra*

Departamento de Estruturas da Faculdade de Engenharia da UFJF

luisp@numec.ufjf.br

Elson Magalhães Toledo*

Departamento de Estruturas da Faculdade de Engenharia da UFJF

Coordenação de Mecânica Computacional

LNCC-Laboratório Nacional de Computação Científica

25651-070, Petrópolis - RJ - Brasil

emtc@lncc.br

* NUMEC-Núcleo de Pesquisas em Métodos Computacionais em Engenharia.

UFJF - Universidade Federal de Juiz de Fora.

Campus Universitário, 36036-330, Juiz de Fora - MG - Brasil.

Resumo. *A utilização de implantes dentais para o tratamento de problemas odontológicos tem crescido consideravelmente nas últimas décadas parcialmente em consequência dos progressos tecnológicos que tem tornado esta alternativa cada vez mais eficiente. A reabsorção óssea (absorção do osso ao redor do implante pelo próprio organismo do paciente) tem sido uma das causas mecânicas de insucessos na colocação de implantes e tem sido relacionada à regiões de concentração de tensões. Por outro lado, constata-se que a formação de uma camada de osso cortical (lamina-dura) no entorno de um implante, fenômeno este conhecido como corticalização, está associada ao sucesso de um implante. O presente trabalho tem como objetivo a avaliação da influência da corticalização no nível das tensões no entorno de um implante dentário. Para esta análise foram utilizados dois modelos tridimensionais elásticos lineares de uma mandíbula edêntula com um implante localizado na região do pré-molar esquerdo, sendo que um deles apresenta a lamina-dura com 1,2mm de espessura. A análise foi validada com a discretização dos modelos em elementos finitos. Os resultados, apresentados em termos de tensões (σ_1, σ_3 e σ_{vm}), mostram uma redução das tensões na região de interface osso-implante, o que estaria de acordo com a idéia de que a existência da lamina-dura está associada ao sucesso de implantes.*

Palavras-Chave: *Implantes Dentários, Corticalização, Elementos Finitos.*

1. INTRODUÇÃO

O interesse pelo uso de implantes dentais para o tratamento de problemas odontológicos tem crescido consideravelmente nas últimas décadas. A utilização desses implantes visa a reabilitação do paciente tanto do ponto de vista estético, quanto morfológico e funcional. O implante é a peça responsável pela distribuição dos esforços decorrentes da oclusão para a estrutura óssea do paciente.

O insucesso na instalação de implantes pode apresentar várias causas (Maarit & Virtanen, 1993): saúde geral do paciente comprometida, idade, higiene bucal pobre, problemas cirúrgicos, reabsorção óssea, entre outras. A reabsorção óssea se caracteriza pela absorção, pelo próprio organismo do paciente, do tecido ósseo que envolve o implante, comprometendo assim sua estabilidade e durabilidade. Inúmeros trabalhos de investigação científica, (Borchers & Reichart, 1983) e (Young & Chong, 1996), têm indicado a associação entre a perda óssea e sua ocorrência em regiões de grande concentração de tensões.

No intuito de compreender os mecanismos de distribuição de tensão na interface osso-implante, muitos estudos têm sido feitos com modelos computacionais bi e tri-dimensionais baseados no Método dos Elementos Finitos (MEF). O MEF, muito comum nas áreas relacionadas à engenharia, fornece resultados que podem contribuir para o conhecimento do comportamento biomecânico e otimização do projeto de implantes. Em diversos estudos (Tesk & Widera, 1973), (Privitzer et al., 1974), (Widera et al., 1976) concluiu-se que durante o processo de osseointegração há a formação de uma camada de osso com módulo de elasticidade similar ao do osso cortical (presente na parte externa da mandíbula). Esses autores também identificaram a importância desta camada na redução da concentração de tensões e na distribuição mais uniforme destas tensões ao redor do implante, quando comparado com modelos onde os implantes estavam parcialmente imersos em osso trabecular. Constatou-se que em cinquenta por cento dos casos de implantes bem-sucedidos ocorre a corticalização que pode ser entendida como uma adaptação do sistema biológico às cargas nele atuantes (Brinkmann, 1980). Deste modo, a formação dessa camada de osso cortical no entorno do implante (*lamina-dura*), fenômeno conhecido como corticalização, é mais um aspecto a ser considerado no estudo do comportamento de implantes osseointegráveis.

O presente trabalho investiga a relação entre a presença da *lamina-dura* e o estado tensional no entorno de um implante instalado numa mandíbula sob a atuação das cargas decorrentes do sistema mastigatório e é continuidade de uma linha de pesquisa que vem se desenvolvendo no NUMEC (Núcleo de Pesquisas em Métodos Computacionais em Engenharia), com vistas a fornecer novos dados científico-tecnológicos na área de biomecânica e implantodontia.

Para esta análise foi usado um modelo tri-dimensional de uma mandíbula edêntula com um implante localizado no pré-molar esquerdo já utilizado em trabalhos anteriores no NUMEC (Barra et al., 2002). Nesta região as forças de oclusão assumem valores intermediários entre os máximos ocorrentes nas regiões dos molares e os mínimos encontrados na região dos incisivos centrais.

2. MATERIAIS E METODOLOGIAS

2.1 O modelo tridimensional mandibular e posicionamento do implante

O modelo tridimensional da mandíbula foi obtido a partir de uma tomografia computadorizada, adotando-se um eixo longitudinal em relação ao qual 75 seções transversais foram feitas. As imagens do eixo e das seções transversais foram digitalizadas através de um scanner e foram então determinadas as coordenadas dos pontos que posteriormente serviram como base para a formação das linhas, áreas e volumes que definem o modelo utilizado.

O implante, modelo Bioform 413, foi posicionado na seção transversal 32, a mesma de estudos anteriores (Barra et al., 2002, Villela et al., 2002), sem atingir a camada de osso cortical inferior visto que sua altura é de 13 mm e a seção do modelo da mandíbula neste ponto possui altura maior do que este. O modelo da mandíbula completo com um detalhe do implante utilizado pode ser visto na Fig. 1.

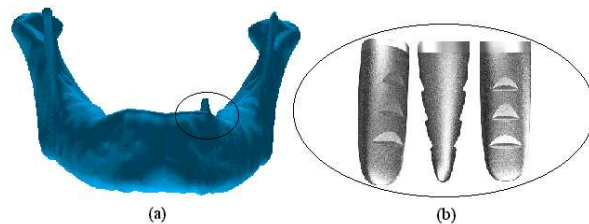


Figura 1: (a) Modelo geométrico da mandíbula; (b) Detalhe do implante.

De modo similar ao realizado por outros autores (Borchers & Reichart, 1983), a *lamina-dura* foi modelada como uma camada de osso cortical com 1,2mm de espessura, adotando-se para esta a mesma geometria do implante exceto pelas suas reentrâncias que foram ignoradas para facilitar a modelagem como mostram as Fig. 2 e 4.

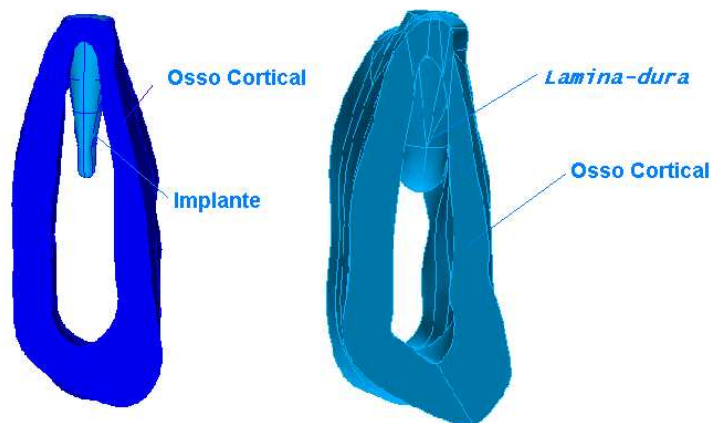


Figura 2: Comparação entre os modelos com e sem *lamina-dura*.

Neste trabalho foram feitas análises lineares com discretização em elementos tetraédricos isoparamétricos quadráticos (4 faces triangulares com 4 vértices e 10 nós) para discretização do implante, da *lamina-dura* e da mandíbula, como pode ser visto na Fig.3. A escolha de elementos de geometria quadrática possibilita uma melhor representação das superfícies de contorno dos sólidos, bem como permite uma representação mais precisa dos gradientes de tensão desenvolvidos.

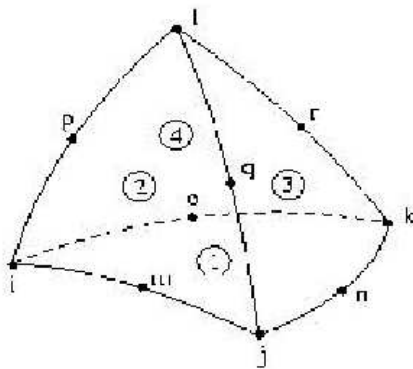


Figura 3: Elemento tetraédrico quadrático.

Como pode ser observado na Fig. 4, nesta análise foi utilizada uma malha com concentração maior de elementos na região próxima à interface osso cortical/implante visto que nesta se detectam concentrações de tensões e se observa, clinicamente, a ocorrência de absorção óssea.

Detalhadamente, a malha utilizada nesta modelagem é constituída de 90.289 elementos tetraédricos isoparamétricos, totalizando 128.251 nós, gerando um sistema de equações com 384.747 incógnitas.

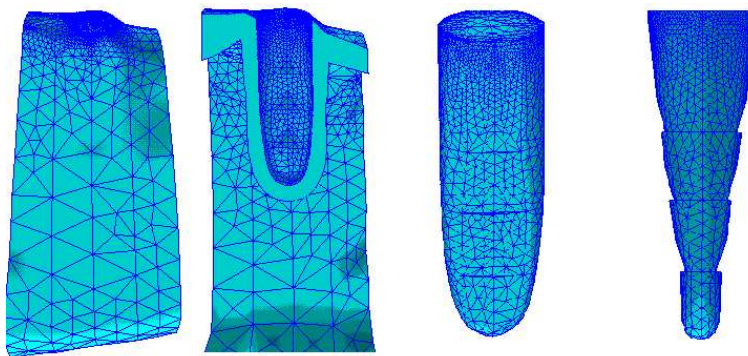


Figura 4: Área de concentração de elementos.

2.2 Cargas e apoios na mandíbula

Uma das dificuldades deste tipo de análise é a determinação das forças musculares envolvidas (módulo, direção e pontos de aplicação) e das condições de apoio proporcionadas pela articulação temporo-mandibular.

Os músculos Temporal (T), Masseter (M), Pterigóideo Medial (Pm) e Pterigóideo Lateral (Pl) são os principais responsáveis pela mastigação e conseqüentemente, pelas forças que são aplicadas à mandíbula. Neste trabalho adotou-se uma adaptação da metodologia já utilizada por alguns autores (Inou et al., 1996) que em relação ao carregamento considera que as intensidades das forças musculares são proporcionais às áreas das seções transversais dos músculos.

Conforme a figura abaixo, apresentamos as restrições impostas ao modelo global.

Ponto 1 - Impedimentos de translações nas direções x, y, e z.

Ponto 2 - Impedimentos de translações nas direções y, e z.

Ponto 3 - Impedimentos de translações na direção axial do implante.

Adotando-se uma reação de apoio de 100N no implante, impondo a condição de equilíbrio de momentos em torno do eixo 1-2 (Fig.5) e admitindo válidas as relações obtidas anteriormente

(Inou et al., 1996) entre as áreas das seções transversais dos músculos chega-se aos valores abaixo para as forças musculares:

$$\begin{aligned}M &= 59,23\text{N} \\ P_m &= 39,60\text{N} \\ P_l &= 34,44\text{N} \\ T &= 34,09\text{N}.\end{aligned}$$

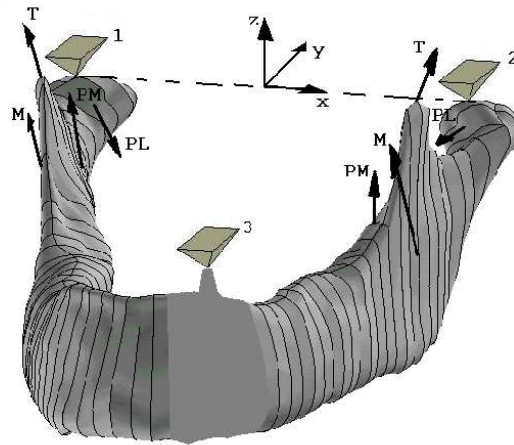


Figura 5: Restrição aos deslocamentos e forças musculares.

2.3 Propriedades dos materiais

Para este estudo, adotou-se um modelo de estrutura óssea da mandíbula constituído de dois tipos de materiais: o osso cortical e o osso trabecular. Para a *lamina-dura* adotou-se propriedades idênticas as do osso cortical.

As propriedades de cada material utilizado no modelo, incluindo a *lamina-dura* e o implante estão descritas na Tabela 2.3 onde foram incluídas as referências utilizadas em função da dispersão de valores encontrados na literatura.

3. Resultados das análises

Para avaliação e comparação das tensões na interface implante/*lamina-dura* foram adotadas três seções com as respectivas linhas de interseção: mesial-distal, bucal-lingual e de topo. As linhas estão representadas na Fig.6.

Os resultados obtidos envolvendo a análise de tensões no entorno do implante foram então comparados com aqueles obtidos em um modelo fruto de trabalhos anteriores (Barra et al., 2002) sem a consideração do efeito da corticalização.

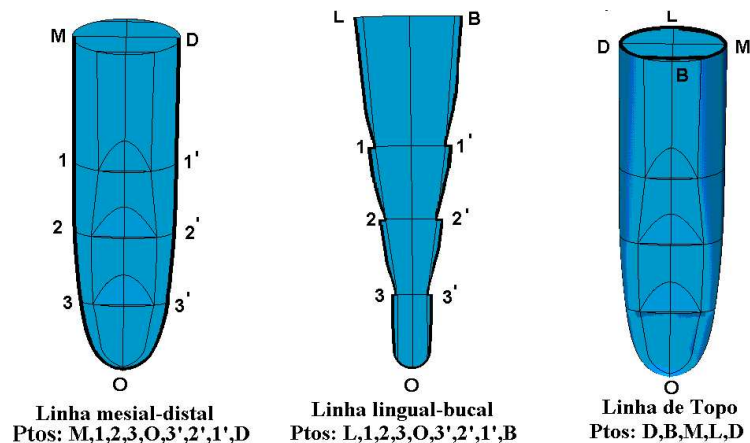
3.1 Análise da Influência da Corticalização

Nesta seção serão apresentados os resultados relativos a influência da corticalização nas tensões no entorno de implantes dentários, ao longo das linhas descritas anteriormente. São apresentadas graficamente as tensões principais σ_1 e σ_3 e tensões equivalentes Von Mises, fazendo-se uma comparação entre os modelos com e sem o fenômeno da corticalização. Nas Fig. 7 a 12 observa-se claramente que os picos de tensão originados na região de interface osso cortical/trabecular do modelo sem *lamina-dura* foram atenuados devido a ausência desta descontinuidade de materiais no modelo com *lamina-dura*. Conseqüentemente, há uma distribuição mais uniforme das tensões ao longo da altura do implante.

Tabela 1: Propriedades dos Materiais

Materiais	Módulo de Elasticidade	Coefficiente de Poisson	Referências
Ossos Cortical	13.700 MPa	0,3	(Cook et al., 1982) (Borchers & Reichart, 1983) (Masahiko et al., 1988) (Van Rossen et al., 1990) (Meijer et al., 1992) (Constanti, 1994) (Lozada et al., 1994)
Ossos Trabecular	1.370 MPa	0,3	(Borchers & Reichart, 1983) (Van Rossen et al., 1990) (Meijer et al., 1992) (Lozada et al., 1994)
Titânio	110.000	0,33	(Van Rossen et al., 1990) (Lewinstein et al., 1995) (Van Zyl et al., 1995) (Baianonte et al., 1996)
<i>lamina-dura</i>	13.700 MPa	0,30	(Borchers & Reichart, 1983)

Foram feitas várias discretizações no modelo detectando-se na linha de topo uma região de singularidade de tensões, próxima a região mesial, que pode ser visualizada nas Fig. 13 a 15.

**Figura 6:** Linhas de referências usadas para avaliação de tensões.

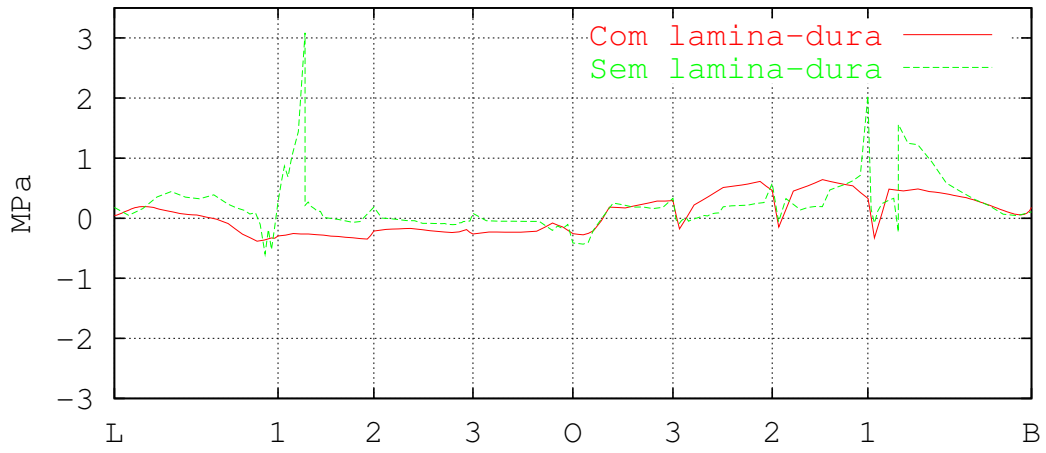


Figura 7: Comparação linha lingual-bucal (σ_1).

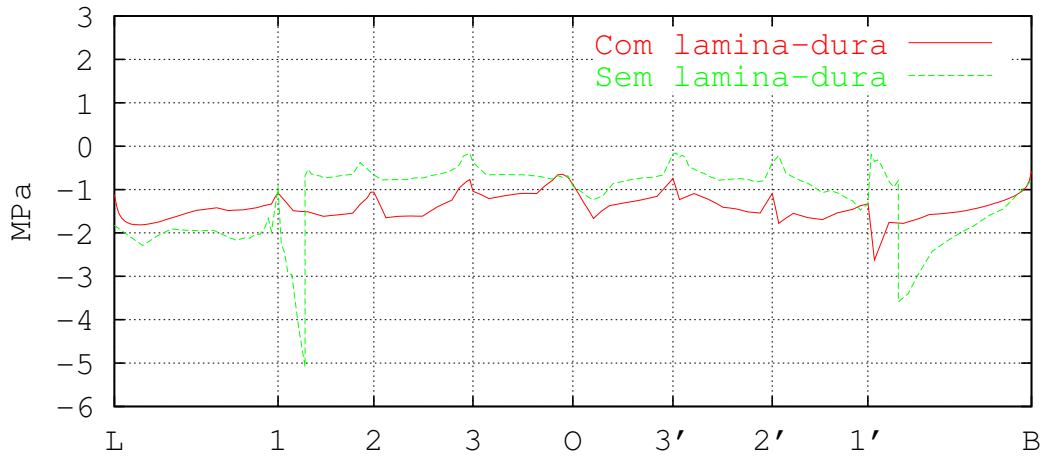


Figura 8: Comparação linha lingual-bucal (σ_3).

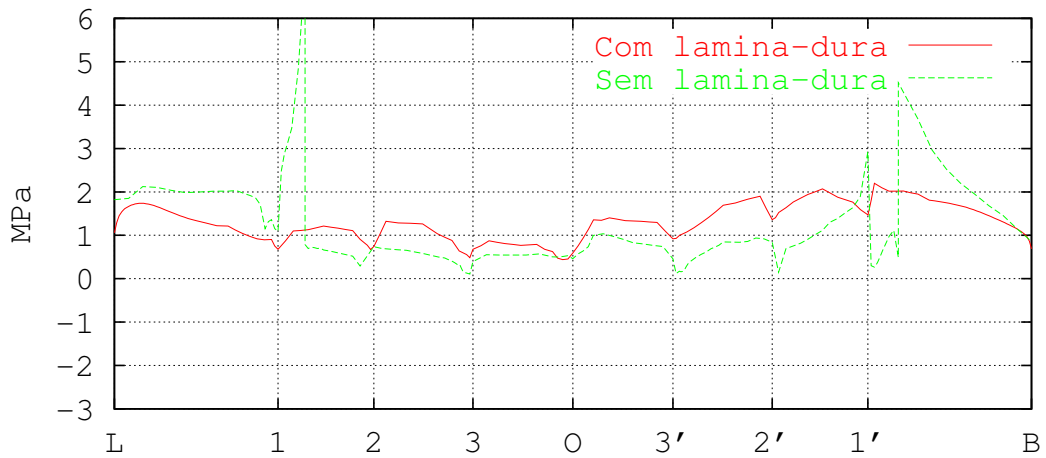


Figura 9: Comparação linha lingual-bucal (σ_{vm}).

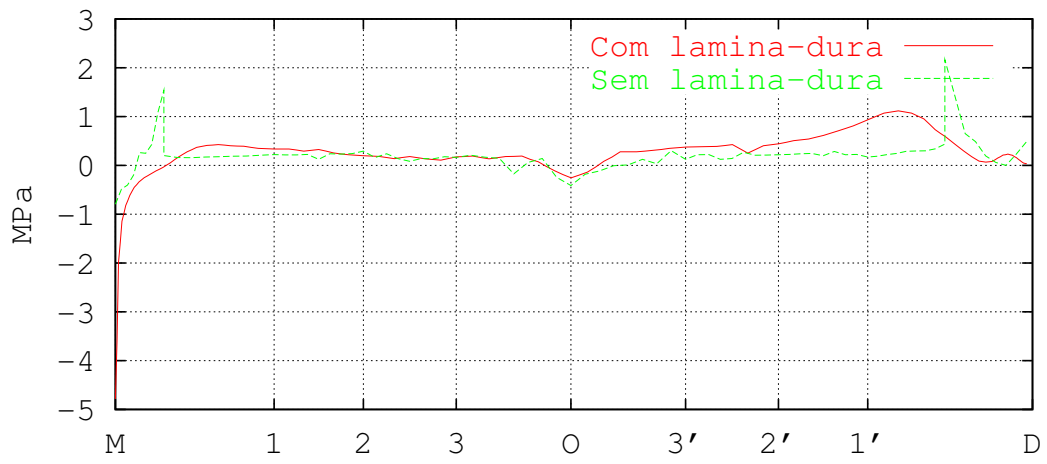


Figura 10: Comparação linha mesial-distal (σ_1).

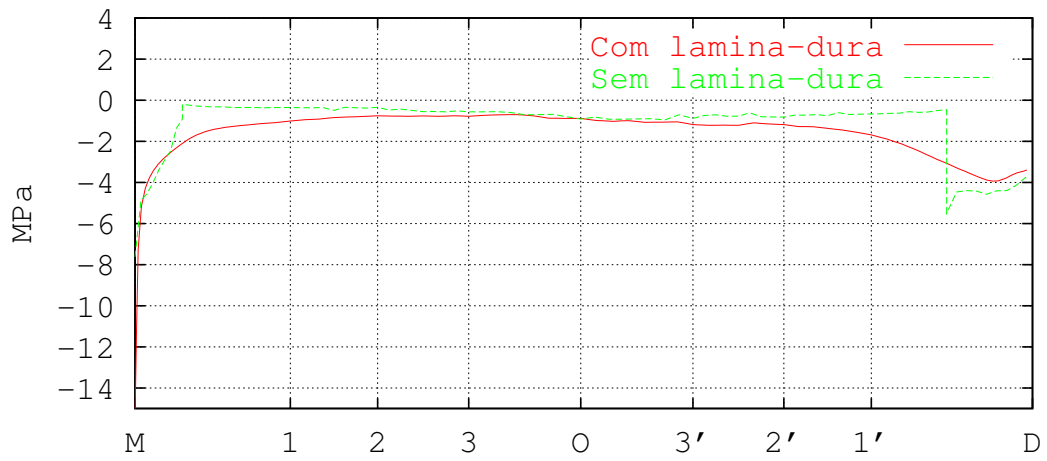


Figura 11: Comparação linha mesial-distal (σ_3).

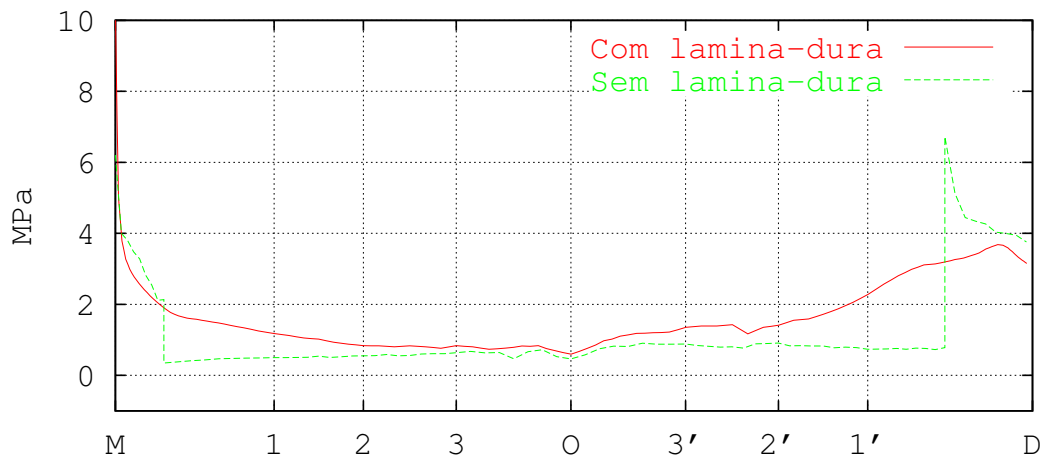


Figura 12: Comparação linha mesial-distal (σ_{vm}).

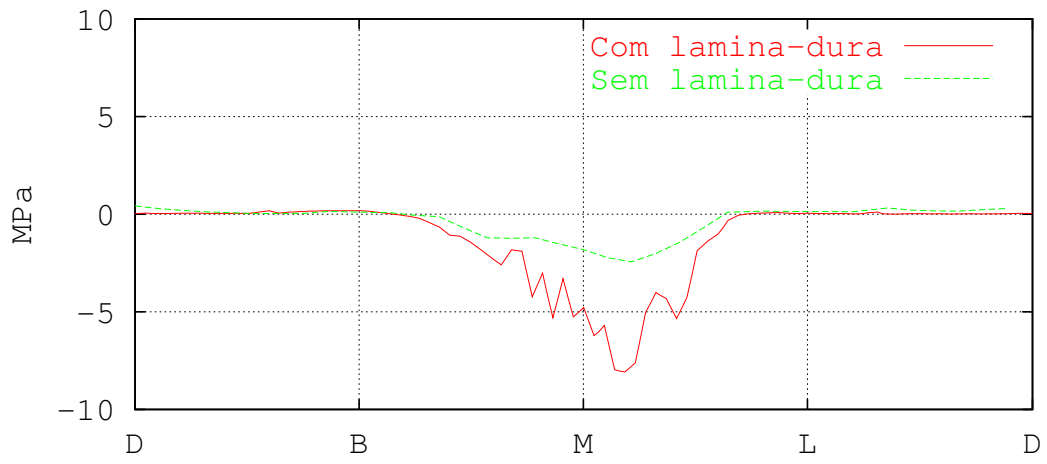


Figura 13: Comparação linha de topo (σ_1).

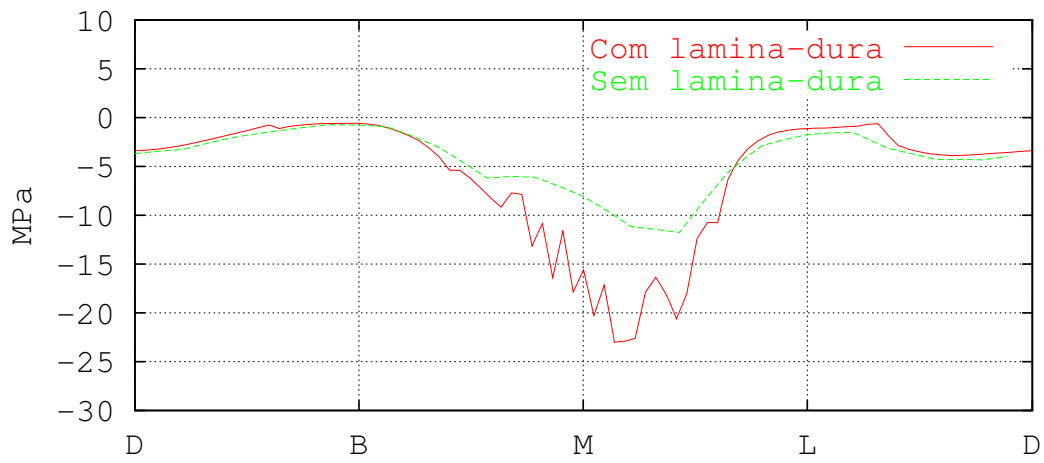


Figura 14: Comparação linha de topo (σ_3).

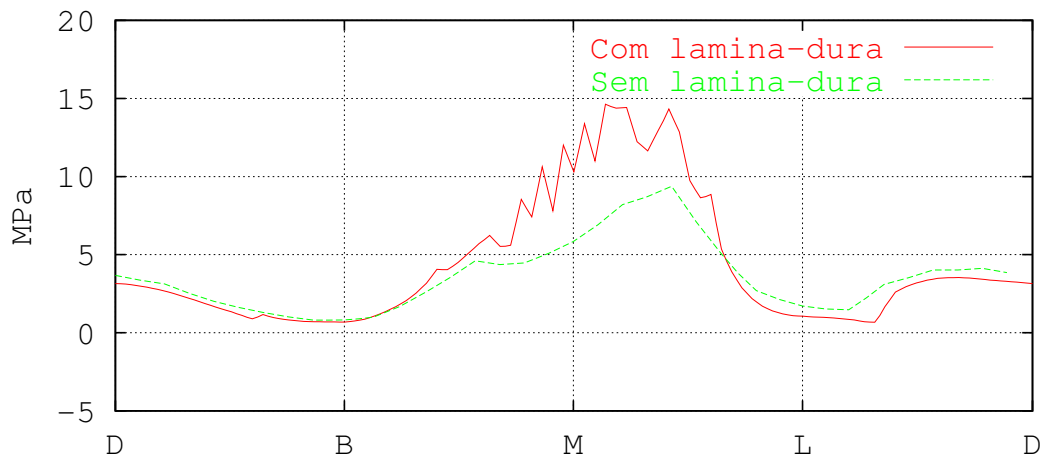


Figura 15: Comparação linha de topo (σ_{vm}).

4. Conclusões

Como afirmado anteriormente, a reabsorção óssea é um dos fatores que contribuem para o insucesso dos implantes e está relacionada, segundo alguns estudos, (Borchers & Reichart, 1983) e (Young & Chong, 1996), com regiões de grande concentração de tensões. Portanto, o desenvolvimento de modelos suficientemente precisos para a determinação da distribuição de tensões no entorno de implantes dentários contribui para o estabelecimento de procedimentos e desenvolvimento de implantes mais eficientes.

Através da análise detalhada dos resultados obtidos com o presente modelo, conclui-se que a presença da *lamina-dura* proporcionou uma distribuição de tensões mais suave ao longo da altura do implante, reduzindo as concentrações na interface osso cortical/trabecular (que não ocorrem no modelo com *lamina-dura*) como pode ser visto nas Fig.7 a 12. Ressaltamos que as perturbações observadas nas Fig. 7 a 9 se originaram da geometria do implante (veja Fig. 6 linha lingual-bucal).

As maiores tensões obtidas na região mesial do modelo com *lamina-dura* (Fig. 13 a 15) se devem a diferentes discretizações utilizadas para um e outro modelo. Uma vez que se trata de uma região de singularidade, onde as tensões crescem indefinidamente com o refinamento da malha, tal diferença não deve ser considerada significativa. É importante ressaltar que a observação clínica revela a ocorrência de perda óssea nessa região, mesmo nos casos de implantes bem sucedidos.

Entretanto, os resultados obtidos ainda devem ser encarados como preliminares, em face do grande número das incertezas envolvidas. A consideração da osseointegração completa, (a adesão do osso a totalidade da superfície do implante em contato com o mesmo), é uma hipótese que simplifica a análise mas que dificilmente ocorre na realidade. A questão da modelagem do osso trabecular como material homogêneo e isotrópico deve ser examinada e discutida, uma vez que os vazios que apresentam os trabéculos apresentam dimensões da ordem de grandeza das dimensões da seção transversal dos implantes usuais (Akagawa et al., 1992), (Wadamoto, 1996) e (Sahin et al., 1996). A própria *lamina-dura* é outro fator a ser considerado, visto que sua forma parece estar vinculada não só a geometria do implante mas também a forma da incisão cirúrgica para instalação do mesmo (Akagawa et al., 1992). Além disso, o tecido formado não parece se apresentar tão compacto quanto o osso cortical como simplificado tem sido considerado nos modelos descritos até o momento na literatura (Borchers & Reichart, 1983).

Referências

- Akagawa, Y., Wadamoto, M., Sato, Y. e Tsuru, H., 1992, "The three-dimensional bone interface of an osseointegrated implant: A method for study.", *Journal of Prosthetic Dentistry*, vol.68, n.5, pp.813-816.
- Baiamonte, T., Abbate, M.F. e Pizzarello, F., 1996, "The experimental verification of the efficacy of finite element modeling to dental implant system", *Journal of Oral Implantology*, vol.22, n.2, pp.104-110.
- Barra, L.P.S., Toledo, E.M. e Silva, C.E., 2002, "Experimentos na modelagem Biomecânica de implantes dentários", *Anais do V SIMMEC - Simpósio Mineiro de Mecânica Computacional*, pp.119-127.
- Borchers, L. & Reichart, P., 1983, "Three-dimensional Stress Distribution Around a Dental Implant at Different Stages of Interface Development", *Journal of Dental Research*, vol.62, n.2, pp.155-157.
- Brinkmann, E., 1980, "Enossale Implantate aus Aluminiumoxid-keramik", *Journal of Dental Research*, vol.62, n.2, pp.155-157.
- Constanti, E.U., 1994, "Investigação do estado de tensões em ossos usando o método dos elementos finitos", *Mestrado em Estruturas Faculdade de Tecnologia - Universidade de Brasília, Brasília*.
- Cook, S.D., Weinstein, A.M. e Klawitter, J.J., 1982, "A Three-dimensional Finite Element Analysis of a Porous Rooted Co-Cr-Mo Alloy Dental Implan", *Journal of Dental Research*, vol.61, n.1, pp.25-29.
- Inou, N., Iioka, Y., Fujiwara, H. e Maki, K., 1996, "Functional Adaptation of Mandibular Bone", *Springer-Verlag*, pp.23-42.
- Lewinstein, I., Banks-Sills, L. e Eliase, R., 1995, "Finite element analysis of a new system for supporting an implant-retained cantilever prosthesis", *Journal of Oral Implantology*, vol.10, n.3, pp.355-366.
- Lozada, J.L., Abbate, M.F., Pizzarello, F.A. e James, R.A., 1994, "Comparative Three-dimensional Analysis of Two Finite-element Endosseous Implant Design", *Journal of Oral Implantology*, vol.20, n.4, pp.315-321.
- Maarit, A.M.S. & Virtanen, K., 1993, "Failures in the Osseointegration of Endosseous Implants", *Zahnarztl Prax*, vol.31, n.8, pp.328-330.
- Masahiko, T., Tsutsumi, S., Fukunaga, S., Takamori, Y., Harada, S., Kurokawa, F., Takashima, F. e Maruyama, T., 1988, "Stress distribution around dental implants: influence of superstructure, length of implants and height of mandible", *Journal Osaka Univ. Dent. Sch*, vol.28, pp.73-82.
- Meijer, H.J.A., Kuiper, J.H., Starmans, F.J.M. e Bosman, F., 1992, "Stress Distribution Around Alumina, Hydroxyapatite and Plasma-sprayed Titanium Dental Implants", *Journal of Prosthetic Dentistry*, vol.68, pp.96-102.
- Privitzer, E., Widera, O. e Tesk, J.A., 1974, "Some Factors Affecting Dental Implants Desig", *VI Annual Biomaterials Symposium*.

- Sahin, S., Wadamoto, M., Akagawa, Y. e Sato, Y., 1992, "The three-dimensional bone interface of an osseointegrated implant. II: A morphometric evaluation after three months of loading.", *Journal of Prosthetic Dentistry*, vol.76, pp.176-180.
- Tesk, J.A. & Widera, O., 1973, "Stress Distribution in Bone Arising from Loading on Endosteal Dental Implants", *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, vol.11, pp.811-818.
- Van Rossen, I.P., Braak, L.h., Putter, C., Groot, K., 1990, "Stress-absorbing elements in dental implants" *Journal of Prosthetic Dentistry*, vol.64, n.2, pp.198-205.
- Van Zyl, P.P., Grudling, N.L. e Jooste, C., 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 Implant*, vol.10, n.4, pp.51-57.
- Villela, J., Barra, L.P.S. e Toledo, E.M., 2002, "Análise pelo método dos elementos finitos da influência da corticalização nas tensões no entorno de um implante dentário", Relatório técnico, NUMEC/UFJF.
- Young, C.J. & Chong, H.H., 1996, "The three-dimensional bone interface of an osseointegrated implant. I: A morphometric evaluation in initial healing.", *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, vol.11, pp.811-881.
- Wadamoto, M., Akagawa, Y., Sato, Y. e Kubo, T., 1996, "A 1-Year Radiographic Evaluation of Marginal Bone Around Dental Implants.", *Journal of Prosthetic Dentistry*, vol.76, n.2, pp.170-175.
- Widera, G.E.O., Tesk, J.A. and Privitzer, E., 1976, "Interaction Effects Among Cortical Bone, Cancellous Bone and Periodontal Membrane of Natural Teeth and Implant", *Journal Biomed. Mat. Res. Symp.*, vol.7, pp.613-623.