

ESTRATÉGIA PARA AVALIAÇÃO DA OSSEOINTEGRAÇÃO DE IMPLANTES DENTÁRIOS BASEADA EM PROCEDIMENTOS EXPERIMENTAIS

Flavio de Souza Barbosa Barbosa

flavio@numec.ufjf.br

Michele Cristina Resende Farage

farage@numec.ufjf.br

Rafael Agenor Santos

rafaagenor@yahoo.com.br

Anderson Rodrigues Vilela

anderson.vilela@gmail.com

Departamento de Estruturas, Laboratório de Resistência dos Materiais, Núcleo de Pesquisa em Métodos Computacionais em Engenharia- NUMEC, Universidade Federal de Juiz de Fora, MG, Brasil.

Resumo: *Implantes dentários osseointegráveis são largamente empregados para o tratamento de problemas odontológicos, sendo objeto de diversos estudos científicos em todo o mundo. Um aspecto que merece atenção é a avaliação da osseointegração, responsável pela qualidade da ligação entre o implante e o osso. O presente trabalho faz uma analogia entre o processo de reconstituição óssea na região do implante e o endurecimento de um material a base de cimento recém-fabricado: em ambos os casos ocorrem um enrijecimento do material e evolução do módulo de elasticidade com o tempo. Desenvolveu-se em laboratório um programa experimental em que o implante é representado por uma barra engastada em um bloco feito de pasta de cimento endurecida, o qual simula o osso da mandíbula. A variação do módulo de elasticidade do bloco pode ser estimada através da avaliação da evolução das características dinâmicas da barra (frequência natural), na medida em que ocorre a hidratação da pasta de cimento. Com base em tal analogia, utiliza-se um modelo computacional em Elementos Finitos de uma mandíbula humana com um implante dentário para a qual se assume que o crescimento do módulo de elasticidade do osso no entorno do implante ocorre de forma semelhante ao observado no bloco de pasta de cimento ensaiado em laboratório. Assim sendo, seria possível uma avaliação do tempo necessário para a osseointegração parcial ou completa do implante dentário.*

Palavras chaves: osseointegração, implantes dentários, características dinâmicas, frequência natural;

1. INTRODUÇÃO

A utilização de implantes dentários osseointegrados tem se tornando uma alternativa freqüente no tratamento de pacientes que apresentam perda parcial ou total da dentição, fazendo com que as pesquisas no campo da implantodontia se intensificassem nas últimas décadas. A taxa de insucessos neste procedimento atualmente é bastante reduzida, podendo apresentar causas (Maarit et al., 1993) que incluem a idade avançada, saúde geral do paciente comprometida, complicações no ato cirúrgico, higiene oral comprometida, falhas na osseointegração e reabsorção óssea.

Entende-se por osseointegração a conexão funcional e estrutural entre o osso e a superfície do implante que ocorre nos meses seguintes à intervenção cirúrgica que instala o implante, período em que este deve ficar livre de cargas. O implante só é efetivamente colocado em uso após se ter evidências de que a integração ocorrida é capaz de suportar as cargas a serem aplicadas. Para tanto, além do acompanhamento clínico e radiológico do paciente, têm sido propostas outras metodologias (Meredith et al., 1998, Faulkner et al., 1999, Ramp et al 2000, Ramp et al 2001) baseadas em respostas dinâmicas envolvendo o conjunto implante-estrutura óssea. Tais procedimentos, assim como os aqui desenvolvidos, se baseiam no fato de ocorrer um gradativo enrijecimento da ligação osso-implante ao longo do período considerado.

No trabalho de Meredith (1998) a freqüência natural do implante, obtida através de testes de ressonância “in loco”, permite a avaliação do ISQ (Implant Stability Quocient). Este quociente indica o grau de estabilidade do implante e é diretamente proporcional às suas freqüências naturais. Observa-se que o ISQ tem um comportamento crescente a partir da terceira semana de sua colocação, conforme mostrado na Fig. 1.

O presente trabalho tem como objetivo a avaliação preliminar da possibilidade de utilização de algumas técnicas de identificação dinâmica na determinação do grau de osseointegração de implantes.

Desenvolveu-se em laboratório um programa experimental em que o implante é representado por uma barra engastada em um bloco feito de pasta de cimento endurecida, o qual simula o osso da mandíbula. A variação do módulo de elasticidade do bloco pode ser estimada através da avaliação da evolução das características dinâmicas da barra (freqüência natural), na medida em que ocorre a hidratação da pasta de cimento.

Obviamente esta analogia somente tem sentido quando se avalia a região crescente do ISQ (Fig. 1) já que é sabido que a reação de hidratação da pasta de cimento produz apenas crescimento do Módulo de Elasticidade.

Com base em tal analogia, utiliza-se um modelo computacional em Elementos Finitos de uma mandíbula humana com um implante dentário para a qual se assume que o crescimento do módulo de elasticidade do osso no entorno do implante ocorre de forma semelhante ao observado no bloco de pasta de cimento ensaiado em laboratório. Assim sendo, seria possível uma avaliação do tempo necessário para a osseointegração parcial ou completa do implante dentário.

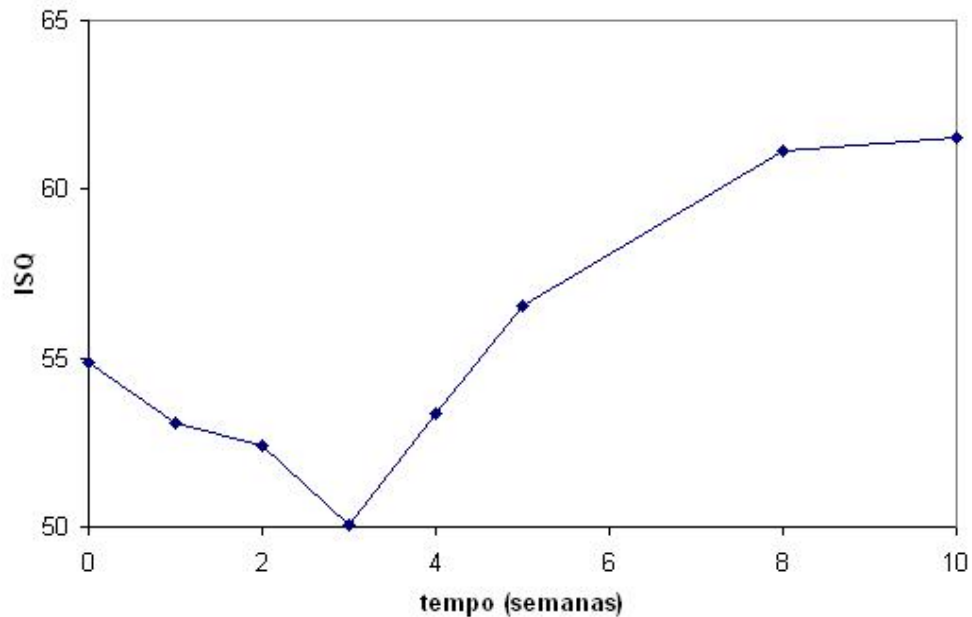


Figura 1- Valores de ISQ Médio em função do tempo(extraído de Meredith et al., 1998).

2. METODOLOGIA

É sabido pela análise dinâmica de estruturas (Cloug et al, 1993) que as frequências naturais de vibração são diretamente proporcionais à raiz quadrada da razão entre a rigidez e a massa, ou seja:

$$w_i \propto \sqrt{\frac{k_i}{m_i}} \quad (1)$$

onde w_i é a i -ésima frequência natural de vibração, k_i é a i -ésima rigidez modal e m_i é a i -ésima massa modal.

Considerando a hipótese de que o ganho de massa do conjunto estrutural mandíbula/implante, em função do processo de osseointegração, seja bastante inferior ao ganho de rigidez, admite-se uma relação direta entre as frequências naturais da estrutura e o nível de osseointegração. Isto é, quando se analisa o histórico das frequências naturais ao longo do processo de osseointegração, quanto maiores forem estas frequências, maiores serão os níveis de osseointegração. Analogamente, tomando-se uma haste engastada num bloco de pasta de cimento, tem-se aumento das frequências naturais da mesma medida em que ocorre a hidratação.

3. PROGRAMA EXPERIMENTAL

O programa experimental foi desenvolvido em um sistema estrutural simples consistindo de uma barra metálica flexível com uma extremidade fixada em um bloco cilíndrico feito de pasta de cimento endurecida (HCP). Sabendo-se que as propriedades mecânicas do cimento, tal como o Módulo de Elasticidade (E), aumentam gradativamente com a reação de hidratação

entre o cimento e água, foram realizadas medidas periódicas da frequência natural (f) da haste metálica, com a finalidade de estabelecer uma correlação entre as propriedades mecânicas e dinâmicas do sistema haste HCP.

A Fig. 2 exibe a configuração experimental. Testes preliminares foram realizados em 3 modelos, consistindo de hastes feitas de diferentes metais - aço galvanizado (GS), aço inoxidável (SS) e alumínio (AL) - fixados em um suporte cilíndrico (10cm de diâmetro e 20cm de altura) feitos de pasta de cimento endurecida com um fator água-cimento de 0,3. O suporte foi firmemente acoplado em uma mesa de concreto. As características geométricas e o Módulo de Elasticidade das hastes estão listadas na Tab.1. Um strain-gage foi ligado na superfície de cada amostra como ilustra a Fig. 3.

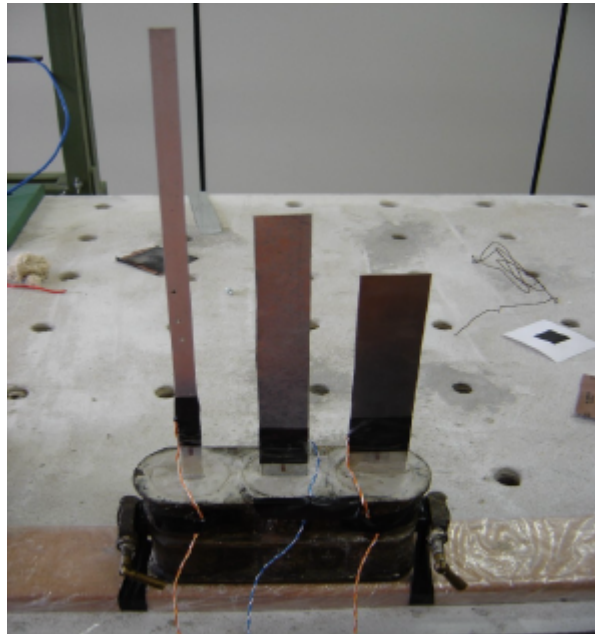


Figura 2- Hastes metálicas fixadas num HCP (da esquerda pra direita: AL, GS, SS).

Tabela 1. Características das hastes metálicas.

	Comprimento (mm)	Largura (mm)	Espessura (mm)	I (mm ⁴)	E (GPa)	EI
GS	226	30,0	0,30	0,0675	210,0	14,18
SS	185	38,5	1,0	3,21	190,0	609,9
AL	338	12,0	3,0	27,0	69,0	1863

I= Momento de inércia; EI= Rigidez à Flexão.



Figura 3- Amostra instrumentada.

Como em pouco tempo os blocos ficaram suficientemente sólidos, após quatro horas da modelagem as amostras foram sujeitas aos primeiros testes de vibração livre que se sucederam até a idade de 100 horas. As medidas das frequências naturais foram obtidas através da identificação modal da evolução das respostas no tempo das deformações medidas, conforme ilustra a Fig. 4. Utilizando-se o método Ibrahim (Ewins et al., 2000) e do Decremento Aleatório (Asmussem et al., 1997). Os sinais foram registrados por uma placa modelo A/D PCI, série 6013 de baixo custo fabricada pela National Instruments, conectada em um computador.

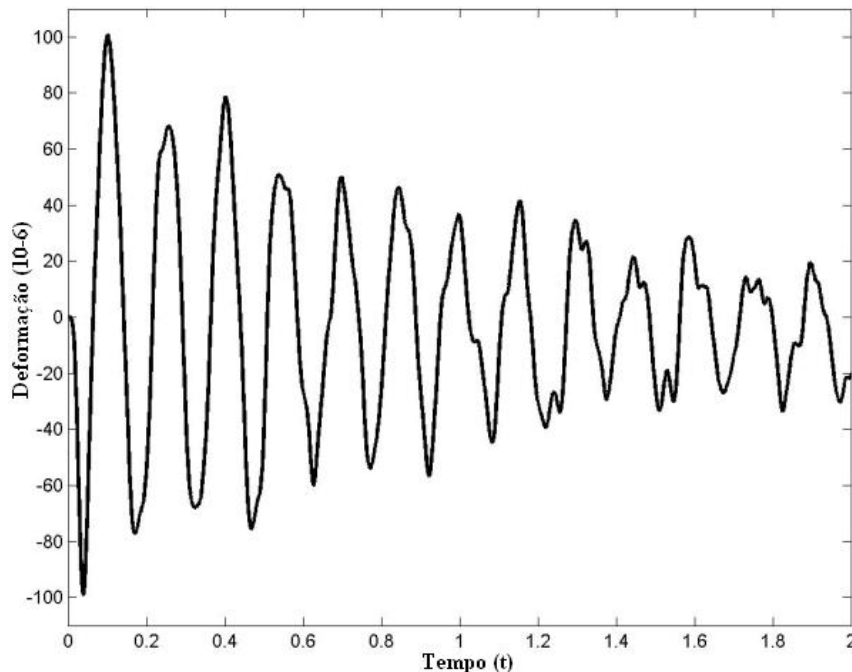


Figura 4- Uma típica resposta da deformação para 100 horas no sistema GS.

Os resultados para a haste de alumínio foram bastante dispersos, diferentemente dos outros dois modelos. Tal comportamento é devido à elevada rigidez da haste de alumínio. O teste de vibração livre danificou o HCP em torno da base da haste, causando deslocamentos que afetaram a medida da deformação (como se pode observar na Fig. 5). Como os resultados do GS e SS foram bem similares, somente os resultados do GS serão apresentados. Para fins de comparação, a frequência natural (f) está normalizada em relação à frequência obtida para 100 horas (f_{100}). A Fig. 6 exhibe os resultados do sistema GS e uma aproximação analítica é expressa pela Eq. (2). A análise foi feita observando somente a evolução da primeira frequência natural devido a limitações do equipamento.

$$f/f_{100} = 0,0090 \ln(t) + 0,9553 \quad (2)$$



Figura 5- Conexão haste de alumínio-bloco depois do teste de vibração livre.

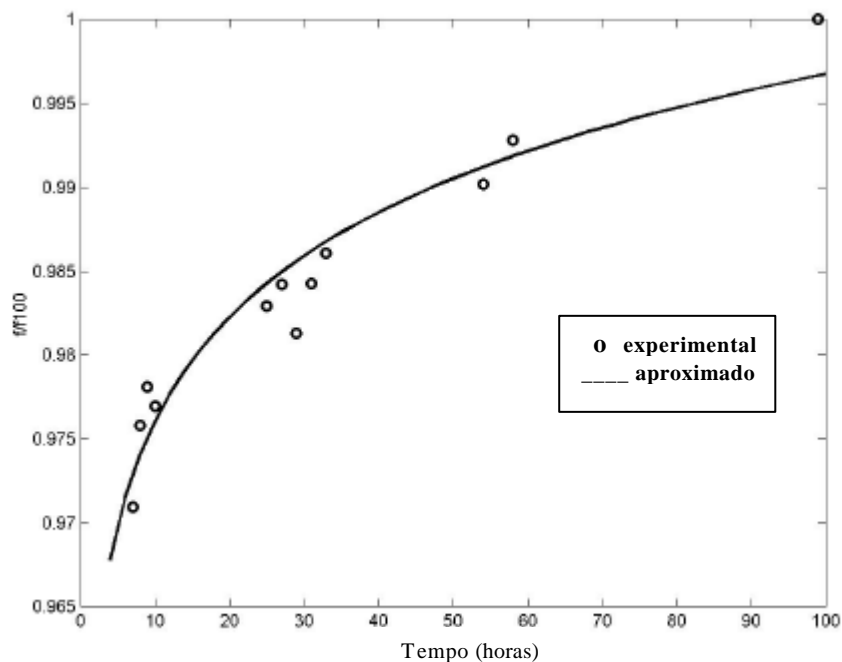


Figura 6- Frequência natural normalizada obtida para o Sistema GS versus tempo em horas.

A evolução das propriedades mecânicas do sistema examinado foram extraídas dos resultados experimentais do HCP, obtidas na referência Balthar et al. (2004).

A Fig. 7 exibe a evolução no tempo do E obtido por Balthar para o HCP com a mesma composição adotada no presente estudo. Para fins de comparação, o resultado está representado com um valor normalizado, em relação ao valor obtido para 100 horas (E_{100}). Esta Figura também apresenta uma aproximação analítica para E (Eq. (3)) obtida pela curva ajustada dos dados experimentais através do método dos mínimos quadrados.

$$E/E_{100} = 0,3099 \ln(t) - 0,3420 \quad (3)$$

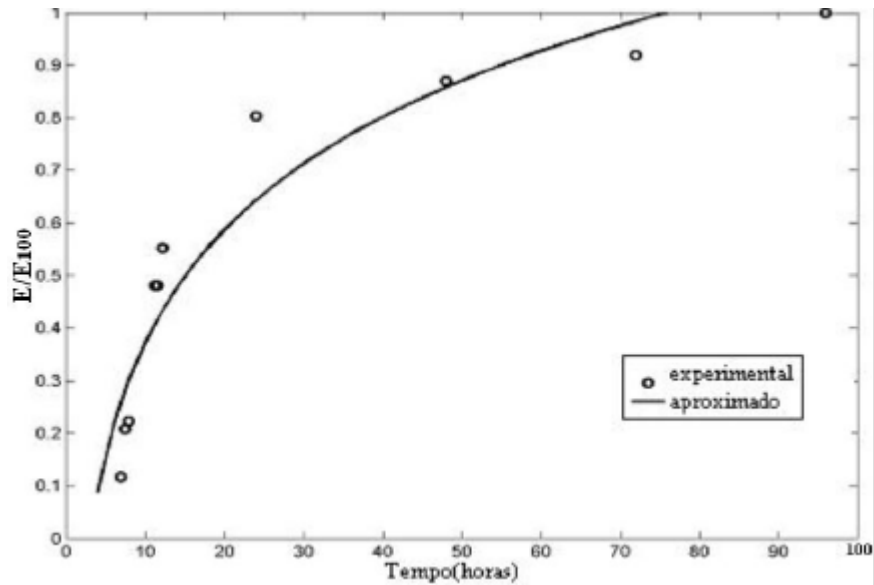


Figura 7- Evolução no tempo do M. de Elasticidade por Balthar (2004).

Isolando-se $[\ln(t)]$ na Eq. (2) e substituindo na Eq. (3), é possível obter a Eq. (4), que relaciona as propriedades mecânicas do HCP (E/E_{100}) com a primeira frequência natural (f/f_{100}) da haste metálica.

$$E/E_{100} = 34,4333(f/f_{100}) - 33,2362 \quad (4)$$

A Fig. 8 exibe o gráfico da Eq. (4) bem como as medidas realizadas no presente trabalho. Os valores interpolados foram obtidos utilizando-se os pontos experimentais medidos no presente trabalho (Fig. 6) e a Eq. (3), já que algumas medidas não foram tomadas idênticas.

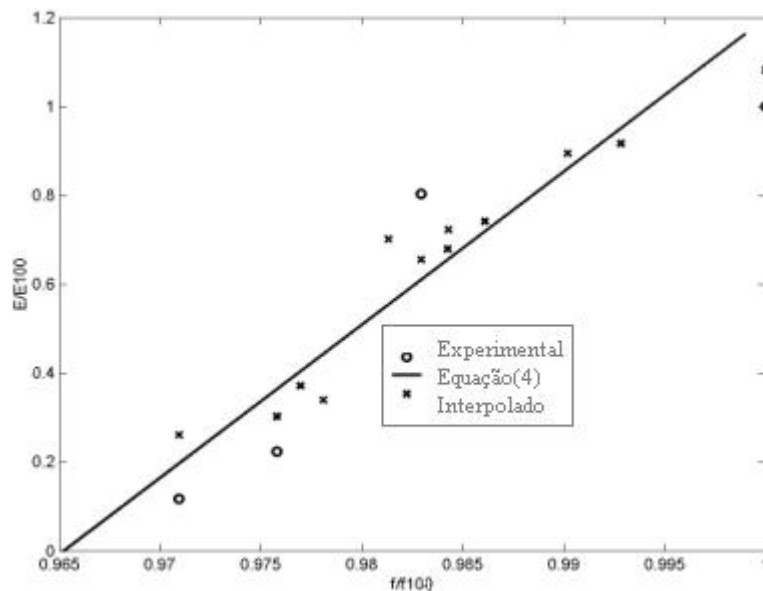


Figura 8- Módulo de Elasticidade normalizado versus frequência natural normalizada- Curva obtida da Eq. (4) comparada com os pontos experimentais e os interpolados.

4. MODELO TRIDIMENSIONAL EM ELEMENTOS FINITOS

Faz-se agora uma análise numérica computacional de um modelo de uma mandíbula humana com implante (Vilela et al., 2003) admitindo que o módulo de elasticidade do osso ao redor do mesmo cresce de forma semelhante ao observado na pasta de cimento, ou seja, sempre crescente. Analisa-se um modelo tridimensional obtido a partir de uma tomografia computadorizada da mandíbula humana mostrada na Fig. 9, com o implante localizado na região do pré-molar esquerdo. Esta figura mostra também um corte na mandíbula detalhando a região do implante e mostrando a sua estrutura óssea que é composta, basicamente, de dois tipos de materiais. Internamente tem-se osso trabecular, com um módulo de elasticidade cerca de dez vezes menor que o osso cortical, localizado na parte externa. Uma vez instalado o implante dentário, inicia-se o processo de osseointegração com o desenvolvimento progressivo de uma ligação que impede os deslocamentos relativos entre o implante e a estrutura óssea. Posteriormente, em grande parte dos implantes bem sucedidos (Brinkmann et al., 1980), a estrutura óssea da região em seu entorno assume características semelhantes ao osso cortical, passando a se chamar *lamina-dura*.

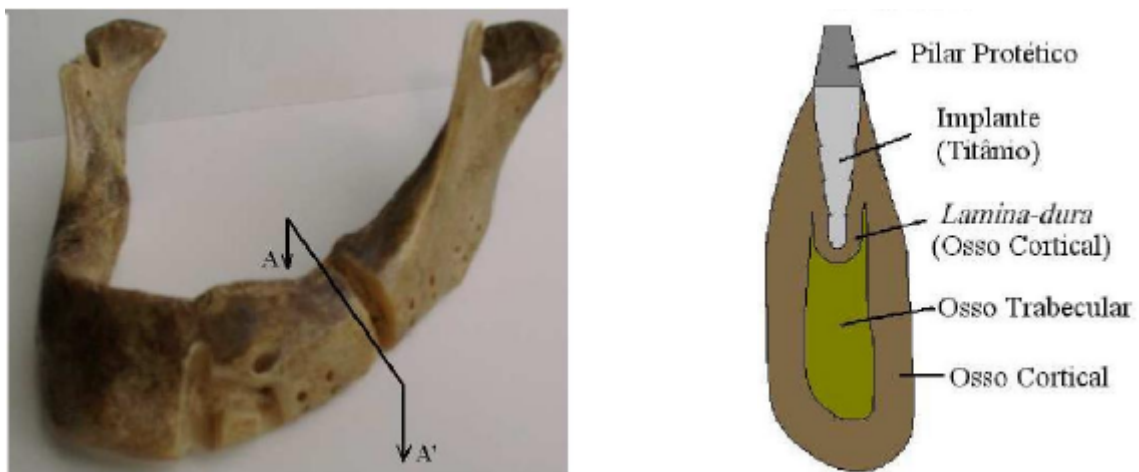


Figura 9- Mandíbula humana e detalhe da colocação do implante.

Primeiramente analisou-se estaticamente um modelo completo que compreende a discretização de toda a mandíbula com elementos isoparamétricos tetraédricos de 10 nós, totalizando 90289 elementos e 129251 nós, mostrado na Fig. 10(a). Por demandar um grande esforço computacional em sua resolução, optou-se então por um modelo simplificado mostrado na Fig. 10(b), no qual se considera apenas uma parte da mandíbula. Tal modelo não causou modificações significativas aos resultados estáticos obtidos em análises anteriores (Barra et al., 2002), atendendo ao caráter preliminar deste trabalho e resultando numa redução significativa do esforço computacional.

Para avaliar o grau de osseointegração do implante na estrutura óssea, o modelo da Fig.11 foi utilizado. Este modelo constitui-se basicamente no acoplamento de uma barra de alumínio de seção transversal 2mm x 3mm e 20mm de comprimento ao pilar protético.

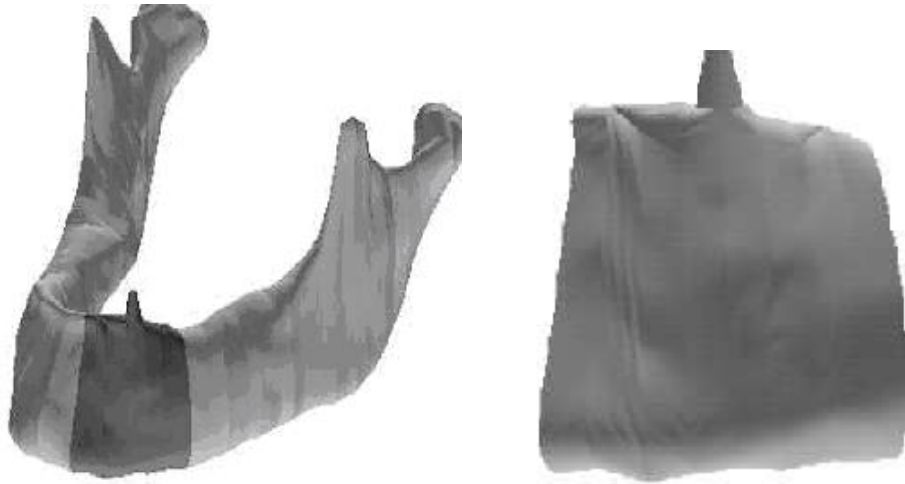


Figura 10- (a) Modelo completo; (b) Modelo simplificado.



Figura 11- Barra na direção longitudinal do implante.

No modelo analisado considerou-se a hipótese de que o implante e a estrutura óssea estão completamente ligados e que a simulação da evolução do processo de osseointegração se dá através de aumentos sucessivos do módulo de elasticidade numa região no entorno do implante (ver Fig. 5). Admite-se que a osseointegração completa acontece para o caso onde o módulo de elasticidade desta região (E) seja igual à do osso cortical (E_{100}) e que a osseointegração inicial (logo após a colocação do implante) se dá para $E = 10\% E_{100}$. As características elásticas de cada material utilizado no modelo são mostradas na Tab. 2.

Tabela 2. Propriedades dos Materiais.

Materiais	Módulo de Elasticidade	Coefficiente de Poisson	Referências
Osso Cortical	13700 MPa	0,3	(Cook et al, 1982)
			(Borchers, 1983)
			(Masahiko et al, 1988)
			(Van Rossen et al, 1990)
			(Meijer et al, 1992)
Osso Trabecular	1370 MPa	0,3	(Constanti, 1994)
			(Lozada et al, 1994)
			(Borchers, 1983)
Titânio (implante)	110000 MPa	0,33	(Van Rossen et al, 1990)
			(Lewinstein et al, 1995)
			(Van Zil et al, 1995)
Lamina-dura	Variável	0,30	(Baiamonte et al, 1996)
Alumínio (barra conectada)	70000 MPa	0,33	(Borchers, 1983)

A evolução da primeira freqüência natural para o modelo adotado pode ser observada na Fig. 12. Esta figura apresenta no eixo vertical a razão E/E_{100} (vaiando entre 0 e 1) e no eixo horizontal tem-se as razões entre a primeira freqüência natural (f) (calculada para os sucessivos valores de E) e a freqüências natural obtida para a osseointegração completa (f_{100}). A Fig. 12 também apresenta o gráfico da Eq. (4) obtida experimentalmente.

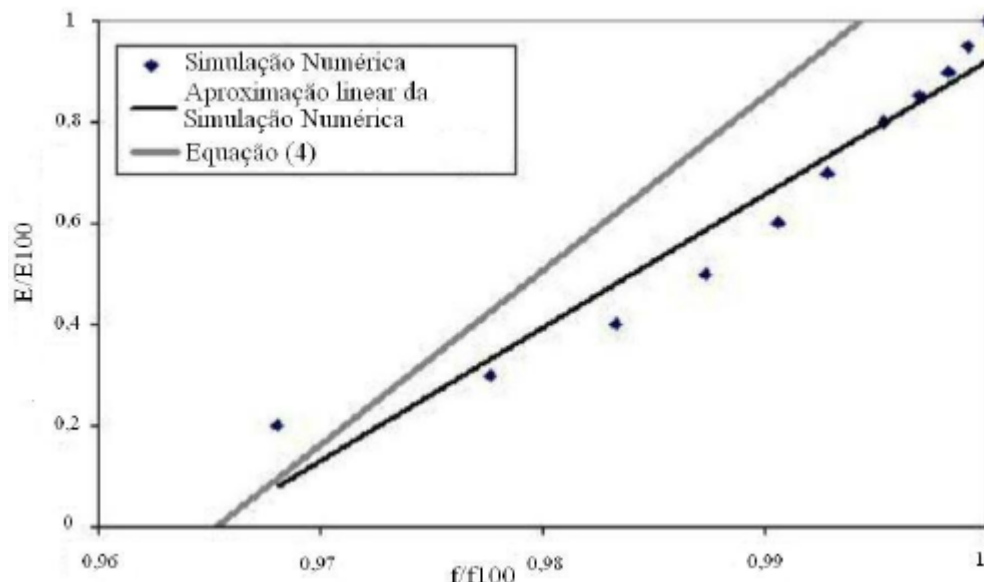


Figura 12- Módulo de Elasticidade versus Evolução da Freqüência Natural.

Observou-se da Fig. 12 que o comportamento apresentado pelo modelo computacional do implante-mandíbula foi ligeiramente não-linear, diferentemente dos resultados dos ensaios feitos com a HCP e a haste metálica. Esta diferença se deve principalmente à maior

complexidade física e geométrica do modelo computacional para o qual tem-se o osso modelado com 2 materiais distintos além de uma forma bastante irregular. Apesar disso a aproximação linear da simulação numérica apresenta diferenças relativamente pequenas com relação aos valores calculados como modelo. Observa-se também que o erro da avaliação da osseointegração entre o gráfico da Eq. (4) proposta e a aproximação linear apresentada na Fig. 12 foi de aproximadamente de 20%, o que já pode ser considerado um resultado interessante para um estudo preliminar.

5. CONCLUSÃO

Este trabalho analisa a possibilidade da avaliação da osseointegração de implantes dentários através de uma estratégia computacional baseada em procedimentos experimentais. Basicamente faz-se analogia do comportamento mecânico do osso no entorno do implante com o de uma pasta de cimento. Os resultados obtidos com a simulação computacional foram semelhantes aos que eram esperados após as análises experimentais. O próximo passo a ser dado, é estabelecer a correlação entre os dados da Fig. 12 com o ISQ (Fig. 1). Os resultados obtidos apontam com a possibilidade se fazer testes preliminares com sistemas dinâmicos que visam a avaliação de osseointegração de implantes dentários sem a necessidade de se ter cobaias humanas.

Agradecimentos

Os autores gostariam de agradecer à UFJF (Universidade Federal de Juiz de Fora), à FAPEMIG (Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Minas Gerais) e ao CNPq (Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e tecnológico) pelo apoio financeiro.

REFERÊNCIAS

- Asmussen, J.C., 1997. Modal Analysis Based on the Random Decrement Technique, *Applications to Civil Engineering Structures*. Ph.D. thesis, Aalborg University, Denmark.
- 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.
- Balthar, V. K. C. B. L. M. (2004), *Retração autógena e evolução de propriedades mecânicas de pastas pozolânicas*, D.Sc thesis, Federal University of Rio de Janeiro, Brazil.
- 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.
- Vilela, J., Ribeiro, Hc., Guerra-Junior, N.O, Barra, P.P.S., *Investigação do processo de osseointegração de implantes dentários através de respostas dinâmicas*. Anais do CILAMCE 2003, Ouro Preto, MG.
- Borchers, L. & Reichart, P., 1983, *Three-dimensional Stress Distribution Around a Dental Implant at Different Stages of Interface Development*, 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.
- Clough, R.W., Penzien, J., 1993, *Dinamic of structures*, McGraw-Hill.
- 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 Braslia.
- 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 Implant*, Journal of Dental Researc, vol.61, n.1, pp.25-29.
- Ewins, D. J.; 2000. Modal Testing: Theory, Practice and Application. Research Studies Press.
- Faukner, M.G., Wofaardt, J.F. e Chan, A., 1999, *Measuring abutment/ implant integrity with the Periotest instrument*, International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, vol.15, n.5, pp.681-688.
- Faulkner, M.G., Giannitsios, D., Lipsset, A.W. e Wolfaardt, J.F., 2001, *The use and abuse of the Periotest for 2-piece implant abutment systems*, International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, vol.16, n.4, pp.486-494.
- Lewintein, I., Banks-Sills, L.e Eliase, R.,1995, *Finite element analysis of a new system (il for supporting an implant-retained cantilever prothesis*, 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 Threedimensional 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*, Oral Maxillofac Implants, n.8, pp.92-97.
- Masahiko,T.,Tsutsumi,S., Fukunaga,S.,Takamori, Y.,Harada, S.,Kurokawa, F.,Takashima, F. e Maruyama, T.,1988, *Stress distribution around dental implants: in_uence of superstructure, lenght 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, *iStress iDistribution Around Dental Implants: In_uence of Superstructure, Length of Implants and Height of Mandible*ê, Journal of Prosthetic Dentistry, vol.68, n.96, pp.96-102.
- Meredith N. Assessment of implant stability as a prognostic determinant, Prosthodont 1998, vol.11, n.5, pp.491-501.
- Ramp, L.C., Reddy, M.S., Jeffcoat, R.L., 2000, *Assessment of osseointegration by non-linear dynamic response*, Journal of Oral & Maxillofacial Implants, vol.15, n.2, pp.197-208.

Ramp, L.C., Jeffcoat, R.L., 2001, *Dinamic Behavior of Implants as a Measure of Osseointegration*, Journal Oral & Maxillofacial Implants, vol.16, n.5, pp.637-645.

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.