

SIMULAÇÃO TRIDIMENSIONAL DE IMPLANTES DENTÁRIOS UNITÁRIOS: COMPARAÇÃO ENTRE IMPLANTE CÔNICO E CILINDRICO

Roberto Brunow Lehmann

Escola de Engenharia Industrial Metalúrgica de Volta Redonda. Av dos Trabalhadores 420, 27255-125 Volta Redonda, RJ. E-mail: rbrunow@pop.com.br

Carlos Nelson Elias

Escola de Engenharia Industrial Metalúrgica de Volta Redonda. Av dos Trabalhadores 420, 27255-125 Volta Redonda, RJ. E-mail: cnelias@bol.com.br

Jayme Pereira Gouvêa

Escola de Engenharia Industrial Metalúrgica de Volta Redonda. Av dos Trabalhadores 420, 27255-125 Volta Redonda, RJ. E-mail: jpg@metal.eeimvr.uff.br

Resumo. Os estudos para definição dos melhores materiais dentários vêm se intensificando nos últimos anos com o objetivo de oferecer ao paciente e ao profissional maior possibilidade de sucesso no procedimento cirúrgico. Isso tem motivado a formulação de novas propostas, dentre elas, as modificações nas formas geométricas dos implantes dentários. A intenção é minimizar ao máximo a transmissão de esforços para o osso e evitar problemas de reabsorção óssea. A experiência clínica e a literatura apresentam diversos relatos indicando que a maior incidência de problemas com reabsorção óssea é localizada na região marginal ao implante no osso cortical. Outro dado clínico é que o implante com forma cônica tem apresentado melhor desempenho quando comparado com o implante de forma cilíndrica. No presente trabalho, foi analisada a variação da distribuição das tensões em implantes dentários com forma cônica e com forma cilíndrica, através de simulação por elementos finitos empregando-se o programa ANSYS. Os modelos tridimensionais dos implantes foram desenvolvidos a partir de desenhos de um sistema de implante comercial. Os resultados mostraram que o emprego do implante com forma cônica permite melhor distribuição dos esforços, minimizando a reabsorção óssea observada nos implantes.

Palavras – chave: Implantes Dentários, Elementos Finitos, Ansys.

1. INTRODUÇÃO

Os implantes ossenintegráveis são empregados na reposição individual ou total de dentes removidos ou perdidos. O emprego destas próteses tem sido crescente, fato que tem induzido o aumento de estudos nesta área. Os sucessos e insucessos na reposição dos dentes têm sido relacionados a vários parâmetros, dentre eles os aspectos biomecânicos, higiene oral deficiente, qualidade do osso ou quadro clínico do paciente. Para minimizar estes problemas tem-se adotado diversos procedimentos e o desenvolvimento de pesquisas multidisciplinares, destacando-se o emprego dos recursos computacionais para avaliar os esforços sobre restaurações e implantes. Diversos modelos 3D têm sido elaborados para analisar as tensões atuantes no sistema osso-implante-prótese.

As próteses implantossuportadas são consideradas como uma boa alternativa na reposição de dentes naturais, porém sua confecção e aplicação são bastante complexas. A geometria da prótese (Akpınar I, 1996, Sahin S, 2002), dimensões (Akpınar I, 1996, Koriath TW, 1997, Geng JP, 2001, Iplikçioğlu H, 2002, Sahin S, 2002), número e disposições de implantes (Iplikçioğlu H, 2002), densidade óssea (Geng JP, 2001, Meyer U, 2001), interface osso-

implante (Akpınar I, 1996, Van Oosterwyck H, 1998, Geng JP, 2001, Sahin S, 2002), materiais das próteses (Korioth TW, 1997, Geng JP, 2001, Sahin S, 2002), além da identificação e análise dos esforços resultantes na mastigação, são alguns dos fatores que podem influenciar nos resultados e conseqüentemente, na análise do comportamento (Meyer U, 2001).

A análise dos esforços transmitidos na interface osso-implante é essencial para a previsão do sucesso dos implantes dentários osseointegráveis. A sobrecarga pode causar a reabsorção óssea ou mesmo a falha do implante (Sahin S, 2002, Stanford CM, 2001, Pilliar RM, 1991, Vaillancourt H, 1996). Por outro lado, uma carga de baixa intensidade pode causar atrofiamento e subseqüente perda óssea (Sahin S, 2002, Pilliar RM, 1991, Vaillancourt H, 1996, Prost HM, 1990, Prost HM, 1994, Bobyn JD, 1992, Huiskes R, 1992, Pilliar RM, 1991). As tensões do osso são localizadas na região marginal ao implante, sendo considerada uma região crítica.

Muitos estudos têm sido desenvolvidos para entender melhor as tensões existentes em um processo de oclusão dentária. Dentre estes estudos, temos casos experimentais “in vitro”, medições com strain-gauge, medições utilizando fotoelasticidade e análises utilizando a técnica de elementos finitos. Estudos comparativos têm revelado contradições entre os dados obtidos em ensaios utilizando fotoelasticidade e análises utilizando strain-gauge (Clelland NL, 1993, Clelland NL, 1995, Brosh T, 1998). A literatura aponta uma maior concordância na comparação de resultados entre as análises utilizando strain-gauge e modelos matemáticos utilizando a técnica de elementos finitos (Baiaomonte T, 1996, Keyak JH, 1993). Rubo e Souza (Rubo JH, 2001) concluem que nenhuma das formas possui total preponderância sobre outra, sendo que as análises se complementam dando maior precisão e confiabilidade aos resultados.

Os pesquisadores têm elaborado a análise em implantes dentários considerando variações na qualidade do osso (Geng JP, 2001, Meyer U, 2001, Sahin S, 2002, Tada S, 2003), comprimento variável dos implantes (Akpınar I, 1996, Korioth TW, 1997, Geng JP, 2001, Iplikcioglu H, 2002, Sahin S, 2002), disposição dos implantes (Iplikcioglu H, 2002) ou mesmo a consideração ou não da rosca nos implantes dentários (Tada S, 2003). Porém, nas simulações não tem sido considerada a forma geométrica cônica para implantes dentários ou mesmo a camada de osso que se forma na superfície dos implantes (osseointegração). Branemark e Skalak (Lehmann, RB, 2003, Brånemark R, 1998, Lehmann, RB, 2002) sugerem utilizar um modelo 3D de elementos finitos para avaliar o osso cortical (camada de osso mais externa) e trabecular (osso esponjoso localizado internamente da mandíbula), bem como considerar a camada de osso intermediária (osso neoformado que faz interface entre o implante e o osso da mandíbula) formada na superfície do implante dentário.

No presente trabalho fez-se a análise por elementos finitos de diferentes próteses dentárias implato-suportadas onde o modelo adotado foi elaborado tridimensionalmente por ser considerado mais adequado quando comparado ao modelo bidimensional (Lehmann, RB, 2003, Lehmann, RB, 2002). Fez-se a análise das tensões nos diversos componentes dos sistemas de implante comerciais, bem como no osso cortical, trabecular e intermediário. Foram analisados modelos de sistemas de implantes com quatro configurações, ou seja, implante na forma cilíndrica e cônica, combinada com a característica de ter um componente de fixação do abutment (componente protético localizado entre o implante e o coping) com hexágono interno ou com hexágono externo.

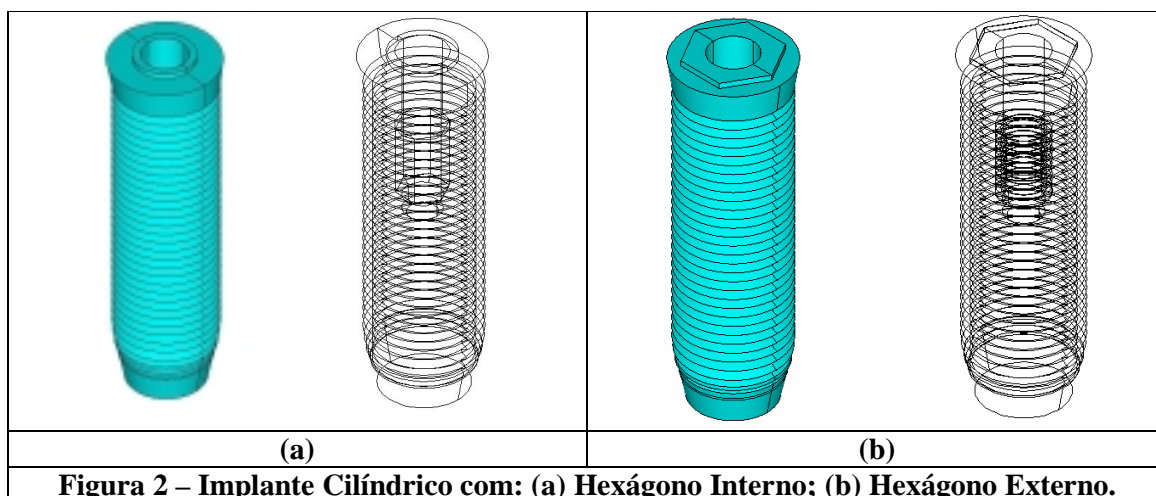
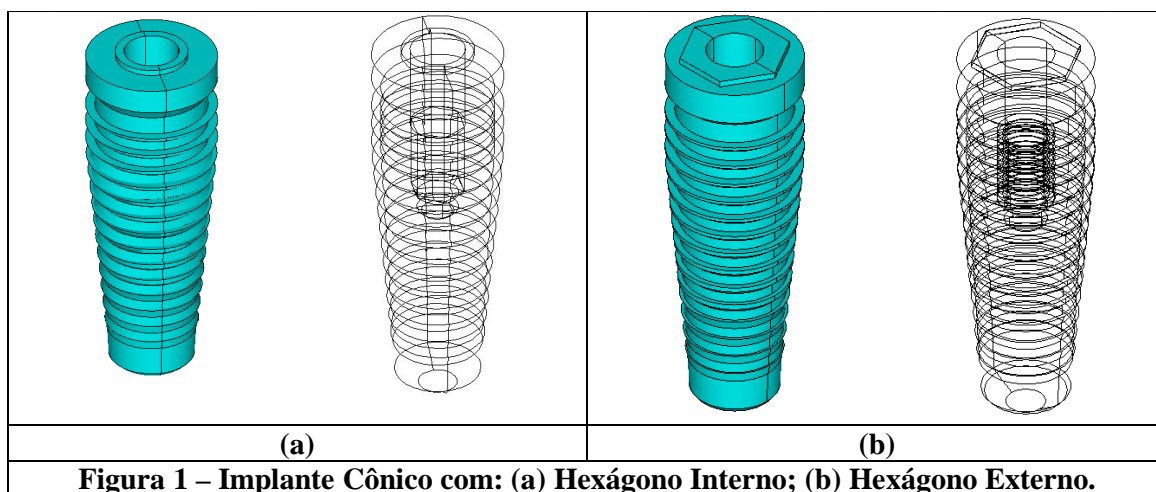
2. MATERIAIS E MÉTODOS

Para a realização das simulações empregou-se um micro computador com processador Pentium 4 de 1.6 GHz, memória RAM DDR266MHz de 1 GB e disco rígido de 40,0 GB de 7200 rpm. Os implantes e seus componentes foram modelados em computador usando o

programa de CAD e exportado para o programa ANSYS, versão 5.7. O motivo de modelar em CAD se justifica em função da complexidade e detalhamento das peças, alinhado às ferramentas de desenho disponíveis (Lehmann, RB, 2002). Todas dimensões utilizadas para os implantes dentários e componentes protéticos foram as de um sistema de implantodontia comercial fabricado pela empresa Conexão Sistema e Próteses, São Paulo. Os implantes analisados foram os com diâmetro externo de 4,3 mm e comprimento total de 13 mm. Entre os componentes analisados do sistema de implante, destaca-se o parafuso de fixação do abutment do tipo hexágono interno e externo. Na clínica, o sistema com hexágono externo é o mais utilizado atualmente, porém o sistema com hexágono interno tem-se apresentado com melhores resultados clínicos (Lehmann, RB, 2003).

O osso cortical e trabecular foram modelados no próprio programa ANSYS considerando as dimensões simplificadas apresentadas pela literatura (Tada S, 2003), a saber, um bloco com 1,3 mm de espessura de osso cortical, 23,4 mm de altura, 25,6 mm de comprimento mesial-distal e 9 mm de largura bucolingual. Para modelar o osso intermediário, adotou-se 0,3 mm de espessura do osso, conforme a literatura (Piattelli A, 1998) e relatos clínicos.

Pequenas simplificações na geometria foram adotadas objetivando reduzir o número de elementos do modelo. Cada componente foi modelado separadamente para permitir a visualização individualmente dos componentes e verificar os níveis de tensões com base nas diferentes escalas de cores fornecidas pelo programa. Nas figuras 1 e 2, são apresentadas as diferentes geometrias de implantes consideradas neste trabalho.



2.1 Propriedade dos Materiais

Foram adotadas algumas hipóteses simplificadoras. Os materiais foram considerados homogêneos, isotrópicos e linearmente elásticos. Outra simplificação do modelo foi a de considerar uma perfeita osseointegração do implante. Na realidade observa-se que a osseointegração ocorre em aproximadamente 80% da superfície do implante (Sahin S, 2002).

Os implantes utilizados foram o modelo Master Conect, o qual possui a forma cônica e o sistema Master com forma cilíndrica. Estes sistemas são confeccionados em titânio grau ASTM 4 (Meyer U, 2001, Lehmann, RB, 2003, Barbier L, 1998, Stegaroiu R, 1998). As propriedades do osso cortical e trabecular foram definidas conforme a literatura (Lehmann, RB, 2003, Cowin SC, 1989, Koriath TWP, 1999, Stegaroiu R, 1998, 1998), cujas propriedades mecânicas são mostradas na Tabela 1. Para definir as propriedades mecânicas do osso intermediário, adotou-se um valor intermediário entre o módulo de elasticidade do osso cortical e do osso trabecular.

Tabela 1 – Propriedades Mecânicas dos materiais utilizados

| Material | Módulo de Elasticidade (E) GPa | Coefficiente de Poisson |
|-----------------------------|--------------------------------|-------------------------|
| Titânio Comercialmente puro | 110,00 | 0,35 |
| Osso Cortical | 15 | 0,3 |
| Osso Trabecular | 1,5 | 0,3 |
| Osso Intermediário | 8,25 | 0,3 |

2.2 Elementos e Nós

O elemento finito utilizado foi o SOLID 92. Este elemento permite a análise de uma geometria tridimensional. Possui três graus de liberdade por nó: translação nas direções x, y e z (Ansys Element Reference, version 5.7). Estas direções no sistema de coordenadas nodais correspondem às direções radiais, axiais e tangenciais, respectivamente. Outra vantagem do elemento SOLID 92 é a de tolerar formas irregulares sem comprometer a precisão.

Para a geração da malha, os elementos foram definidos com pequenas dimensões com valor do fator de crescimento do elemento inferior a dois. Para valores superiores dos elementos havia a possibilidade de obter resultados não confiáveis. Cada modelo gerado apresentou aproximadamente 50.000 elementos, com oito volumes independentes, a saber: osso cortical, osso trabecular, osso intermediário, implante, abutment, parafuso de fixação do abutment, coping e parafuso de fixação do coping.

2.3 Carregamento e Restrições

A literatura apresenta grandes faixas de valores experimentais medidos com emprego de strain gauges (Iplikcioglu H, 2002). Sabe-se também que força de mordida do paciente aumenta com o tempo de adaptação da prótese. Carr and Lancy (Carr AB, 1987) apresentam valores de força de mordida entre 4,5 e 25,3 N antes e 10,2 à 57,5 N após três meses. Haraldson and Carlsoon (Haraldson T, 1997) obtiveram um valor máximo de 144,4 N de força de mordida para pacientes que haviam sido tratados com implantes a mais de 3,5 anos. A maioria dos trabalhos apresentados na literatura considera carregamentos de 100 N axialmente (Akpınar I, 1996, Koriath TW, 1997, Geng JP, 2001, Iplikcioglu H, 2002, Sahin S, 2002, Lehmann, RB, 2003, Tada S, 2003, Barbier L, 1998) e 50 N bucolingualmente (Akpınar I, 1996, Koriath TW, 1997, Geng JP, 2001, Iplikcioglu H, 2002, Sahin S, 2002,

Lehmann, RB, 2003, Tada S, 2003), os quais foram os valores de força utilizados neste trabalho. A força axial foi aplicada na superfície superior do coping (área) e a força bucolingual foi aplicada na área bucolingual do coping. O valor da força aplicada foi retirado da literatura. As restrições de movimento foram aplicadas nas áreas mesiais, distais e inferior do osso cortical, em todas as direções.

A partir das definições, foi possível utilizar o programa para calcular as tensões equivalentes de von Mises nos ossos e nos componentes dos sistemas de implantes comerciais utilizados.

3. RESULTADOS

Para análise em todas as simulações, foram utilizadas as tensões equivalentes de von Mises. Os valores de tensões obtidos são mostrados nas Tabelas 2 e 3. Foram analisadas as tensões transmitidas para o osso, assim como, as tensões nos implantes e seus componentes (abutment, coping e parafusos de fixação).

Tabela 2 - Tensões de von Mises com carregamento axial

| Componentes | Implante de forma Cônica | | Implante de forma Cilíndrica | |
|-----------------------------|--------------------------|------------------|------------------------------|------------------|
| | Hexágono Externo | Hexágono Interno | Hexágono Externo | Hexágono Interno |
| Abutment | 10,52 | 21,197 | 53,085 | 22,901 |
| Copping | 36,978 | 37,907 | 37,721 | 37,721 |
| Implante | 9,303 | 8 | 17,609 | 10,023 |
| Osso Cortical | 4,168 | 6,831 | 20,42 | 7,373 |
| Osso Trabecular | 0,968062 | 1,028 | 0,634138 | 0,92082 |
| Osso Intermediário | 3,607 | 2,279 | 3,233 | 5,116 |
| Parafuso do coping | 25,163 | 26,837 | 26,14 | 26,52 |
| Parafuso do abutment | 13,895 | 13,957 | 13,752 | 13,746 |

Tabela 3 - Tensões de von Mises com carregamento bucolingual

| Componentes | Implante de forma Cônica | | Implante de forma Cilíndrica | |
|-----------------------------|--------------------------|------------------|------------------------------|------------------|
| | Hexágono Externo | Hexágono Interno | Hexágono Externo | Hexágono Interno |
| Abutment | 27,676 | 40,669 | 64,548 | 30,696 |
| Copping | 25,329 | 25,987 | 25,401 | 25,437 |
| Implante | 30,935 | 27,39 | 21,535 | 24,448 |
| Osso Cortical | 8,734 | 9,852 | 26,972 | 13,329 |
| Osso Trabecular | 0,790294 | 0,880841 | 0,462968 | 1,067 |
| Osso Intermediário | 4,052 | 2,817 | 3,388 | 2,568 |
| Parafuso do coping | 27,269 | 28,032 | 27,424 | 27,489 |
| Parafuso do abutment | 14,639 | 14,657 | 14,687 | 14,684 |

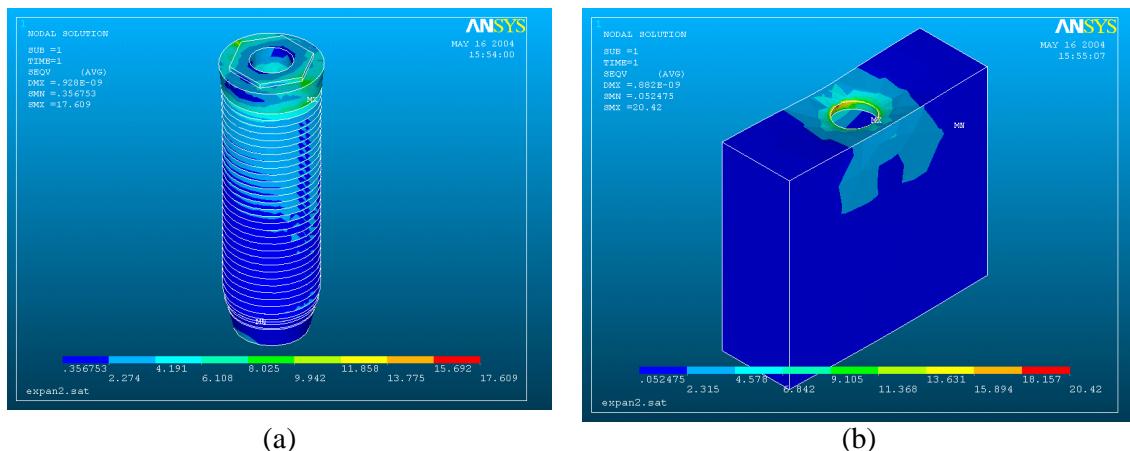


Figura 3 – Tensões de von Mises (MPa), com carregamento axial, para: (a) Implante cilíndrico com hexágono externo; (b) osso cortical para o respectivo implante.

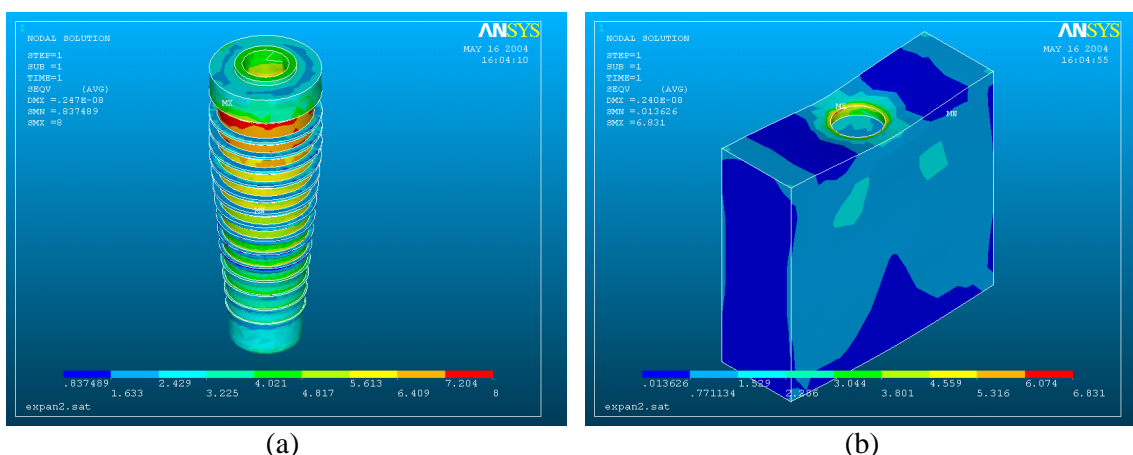


Figura 4 – Tensões de von Mises (MPa), com carregamento axial, para: (a) Implante cônico com hexágono interno; (b) osso cortical para o respectivo implante.

Para melhor clareza dos resultados apresentados, as figuras 3 e 4 exemplificam a distribuição de tensões no implante cilíndrico com hexágono externo e cônico com hexágono interno, com seu respectivo osso cortical.

Osso Cortical. Os resultados encontrados no presente trabalho, para todas as simulações indicaram que o ponto com maior concentração de tensões é na região marginal ao implante (pescoço). Os valores das tensões variaram com a geometria do implante e com a característica do carregamento (axial ou bucolingual).

As tensões do osso cortical foram menores quando o implante cônico foi utilizado. As diferenças encontradas foram significativas. Para o carregamento axial, foi verificada tensão aproximadamente cinco vezes menor no implante cônico quando comparado com o implante cilíndrico. Para o carregamento bucolingual, esta diferença foi aproximadamente três vezes menor.

Analisando-se a relação entre as tensões no osso cortical e nos parafusos de fixação do abutment utilizados, não foram constadas diferenças significativas para os implantes cônicos. Para os implantes cilíndricos estas diferenças foram significativas, sendo as tensões no osso cortical aproximadamente a metade quando utilizados parafusos com hexágono interno para qualquer forma de carregamento, axial ou bucolingual.

Osso Trabecular. Tanto para os carregamentos axiais quanto bucolinguais, os valores encontrados das tensões no osso trabecular foram menores ou próximos a 1,0 MPa, para todos os modelos de implantes analisados (cônico e cilíndrico).

Osso Intermediário. Ao analisar a camada de osso que se forma nas paredes dos implantes (osso intermediário), foi possível observar que as tensões para qualquer das geometrias analisadas ou qualquer forma de carregamento, apresentaram valores muito semelhantes. A diferença oscilou em torno de 1,0 MPa, com exceção dos implantes que apresentam parafuso de fixação do abutment com hexágono interno e com carregamento axial, onde a diferença foi próxima a 3,0 MPa. Os implantes cônicos apresentaram menores tensões.

Comparando-se as tensões no osso intermediário e nos parafusos de fixação do abutment, foi constatado que com o parafuso com hexágono interno, as tensões no osso intermediário foram menores para ambos o carregamento, exceto quando se utilizou o implante cilíndrico com carregamento axial.

Implante. Quando o implante foi submetido a um carregamento axial, foi verificado que o implante de forma cônica induz tensões inferiores ao implante de forma cilíndrica. Porém, quando o carregamento é lateral, o implante de forma cilíndrica apresenta menores tensões quando comparado com o implante na forma cônica. Fazendo-se uma relação entre as tensões no implante e parafusos de fixação do abutment utilizados, pode-se observar melhores resultados para os implantes cônicos quando estes utilizaram o parafuso com hexágono interno, para ambos os carregamentos (axial e bucolingual). Também foi observado um melhor desempenho para o implante cilíndrico com o parafuso com hexágono interno quando submetido a um carregamento axial. A única situação que o parafuso com hexágono externo foi mais favorável foi quando se utilizou o implante cilíndrico com carregamento axial.

Abutment. As tensões encontradas para o abutment foram sempre menores quando o implante utilizado foi de geometria cônica, exceto quando o com o parafuso de fixação do abutment com hexágono interno submetido a um carregamento bucolingual.

Pode-se observar ainda que as diferenças mais significativas ocorreram para os implantes com parafuso de fixação do abutment com hexágono externo. Para um carregamento axial, o implante cilíndrico apresentou tensões aproximadamente cinco vezes maiores quando comparado ao implante cônico. Para o carregamento bucolingual as tensões no implante cilíndrico foram ligeiramente superiores ao dobro quando comparado com o implante cônico.

Não foram encontradas diferenças significativas para as tensões no coping, parafuso de fixação do abutment ou mesmo para o parafuso de fixação do coping. Os valores de tensões foram sempre próximos quando comparados a geometria dos implantes (cônico e cilíndrico) e os tipos de carregamento utilizados (axial e bucolingual).

4. DISCUSSÃO

A literatura tem apresentado diversos casos clínicos e de simulação em que são relatados que a maior concentração de tensões no osso localiza-se na região marginal ao implante (Iplikcioglu H, 2002, Tada S, 2003). Nestes trabalhos considera-se a existência dos filetes nos implantes, a variação do comprimento e diâmetro dos implantes, disposição de implantes interconectados, combinação entre dentes naturais e próteses suportadas por implantes, variações das propriedades dos materiais (osso e material de confecção do implante), etc. Muitas hipóteses foram criadas para explicar o comportamento mecânico do sistema de próteses, contudo, em nenhum dos estudos computacionais abordados, foram levadas em consideração a camada de osso que se forma ao redor do implante (osseointegração). No presente trabalho, procurou-se levar em consideração esta camada de osso intermediário.

Stegaroju et al (Tada S, 2003), em trabalho recente, concluíram que a qualidade do osso trabecular influencia na determinação das tensões presentes no osso cortical, além disto os

implantes cilíndricos com roscas são mais adequados que implantes sem roscas. No presente trabalho, procurou-se estudar implantes comerciais da forma cônica e comparar com implantes da forma cilíndrica, ambos com roscas. Todos os valores utilizados das dimensões dos implantes e componentes protéticos são reais e fornecidos pela empresa Conexão Sistemas e Próteses que fabrica e comercializa os implantes, buscando deste modo obter dados realísticos.

Em relação ao osso cortical, todas as simulações realizadas para implantes cônicos apresentaram valores das tensões menores que as simulações com implantes cilíndricos. Este dado é muito importante porque a tensão no osso cortical é extremamente crítica, principalmente na região marginal ao implante. As diferenças de tensões foram ainda maiores quando o parafuso de fixação do abutment era com hexágono externo. Para um implante cilíndrico com carregamento vertical, a diferença foi de aproximadamente cinco vezes maiores e para um carregamento bucolingual, a diferença foi de três vezes. As tensões encontradas nos ossos trabeculares e intermediários foram da ordem de 1,0 MPa.

Analisando-se as tensões presentes nos implantes, foi observado que o implante cônico apresentou menores tensões que o implante cilíndrico quando submetidos ao carregamento axial. O contrário foi observado para o carregamento bucolingual, onde o implante de forma cilíndrica apresentou valores de tensões menores.

Com relação aos componentes dos sistemas protéticos, não foram observadas diferenças significativas no coping ou nos parafusos. Entretanto, ao analisar as tensões do abutment, foi observado que o implante cônico apresentou valores de tensões menores, exceto quando para o implante com parafuso de fixação do abutment com hexágono interno submetido ao carregamento bucolingual.

Como pode ser observada para os resultados apresentados, a forma do implante, assim como a forma dos componentes do sistema de próteses, o carregamento e restrições aplicados, as propriedades dos materiais e até mesmo a existência da camada de osso formada na superfície do implante, influenciam nas tensões transmitidas para o osso. Isso indica a necessidade de se desenvolver modelos cada vez mais complexos, buscando reproduzir ao máximo o real funcionamento mecânico dos implantes, das próteses, do osso ou qualquer outro elemento na análise proposta.

Apesar de encontrarmos valores mais favoráveis para alguns componentes do sistema de prótese, deve-se considerar que o componente com maior probabilidade de falha é o osso cortical, que é o que mais suporta o sistema de prótese. Sendo assim, o conjunto mais indicado é aquele que transmite menores níveis de tensões para o osso da mandíbula ou maxila.

5. CONCLUSÕES

Com base nas simulações computacionais realizadas e nos resultados obtidos no presente trabalho pode-se concluir que:

1. Os resultados confirmam a experiência clínica em que, para o osso cortical, os implantes da forma cilíndrica apresentam maiores níveis de tensões quando comparados com os implantes de forma cônica. Isto sugere uma maior margem de sucesso para os pacientes que utilizarem implantes de forma cônica;
2. Para os implantes de forma cilíndrica, foi observado uma menor transmissão de tensões para o osso cortical quando o parafuso de fixação do abutment era de hexágono interno.
3. Para os implantes de forma cônica com hexágono externo e interno, as tensões são aproximadamente iguais.

6. REFERÊNCIAS

- Akpınar I, Demirel F, Parnas L, et al, 1996. A comparison of stress and strain distribution characteristics of two different rigid implant designs for distal extension fixed prostheses. *Quintessence Int.* 27: 11-17.
- Ansys Element Reference, version 5.7.
- Baiamonte T, Abbate MF, Pizzarello F, et al, 1996. The experimental verification on the efficacy of finite element modeling to dental implant systems. *Journal of Oral Implantology.* 22: 104-106.
- Barbier L, Sloten JV, Krzesinski G, et al, 1998. Finite element analysis of non-axial loading of oral implants in the mandible of the dog. *Journal of Rehabilitation.* 25:847-858.
- Bobyn JD, Mortimer ES, Glassman AH, et al, 1992. Producing and avoiding stress shielding. *Clinical Orthopaedics and Related Research.* 274: 79-96.
- Brånemark R, Skalak R, 1998. An in-vivo method for biomechanical characterization of bone-anchored implants. *Medical Engineering & Physics.* 28: 216–219.
- Brosh T, Pilo R, Sudai D, 1998. The influence of abutment angulation on strain and stress along the implant/bone interface: comparison between two experimental techniques. *Journal of Prosthetic Dentistry.* 79: 328-334.
- Carr AB, Laney WR, 1987. Maximum occlusal force levels in patients with osseointegrated oral implant prosthesis and patients with completed dentures. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants.* 2: 101-108.
- Clelland NL, Gilat A, McGlumphy EA, et al, 1993. A photoelastic and strain gauge analysis of angled abutments for an implant system. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants.* 8: 541-548.
- Clelland NL, Papazolgou E, Carr AB, et al, 1995. Comparisons of strains transferred to a bone stimulant among implant overdenture bars with various levels of misfit. *Journal of Prosthodontics.* 5: 243-250.
- Cowin SC, 1989. *Bone mechanics.* Boca Raton (FL): CRC Press.
- Geng JP, Tan KBC, Liu GR, 2001. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry.* 85: 585-598.
- Haraldson T, Carlsson GE, 1997. Bite force and oral function in patients with Osseointegrated Oral Implants. *Scandinavian Journal of Dental Research.* 85: 200-208.
- Huiskes R, Weinans H, Van Rietbergen B, 1992. The relationship between stress shielding and bone resorption around total hip stems and the effects of flexible materials. *Clinical Orthopaedics and Related Research.* 274: 124-134.
- Iplikçioglu H, Alça K, 2002. Comparative evaluation of the effect of diameter, length and

number of implants supporting three-unit fixed partial prostheses on stress distribution in the bone. *Journal of Dentistry*. 30: 41-46.

Keyak JH, Fourkas MG, Meagher JM, et al, 1993. Validation of an automated method of three-dimensional finite element modelling of bone. *Journal of Biomedical Engineering*. 15: 505-509.

Korioth TW, Versluis A, 1997. Modeling the mechanical behavior of the jaws and their related structures by finite element (FE) analysis. *Crit Rev Oral Biol Med*. 8:90-104.

Korioth TWP, Johann AR, 1999. Influence of mandibular superstructure shape on implant stresses during simulated posterior biting. *The journal of Prosthetic Dentistry*. 82: 67-72.

Lehmann, RB, Elias CN, Gouvêa JP, 2002. Simulação de torção em limas endodônticas fazendo análise por elementos finitos. *Congresso Nacional de Engenharia Mecânica – Brasil*.

Lehmann, RB, Elias, CN, Gouvêa, JP, 2003. Simulação do Carregamento dos Implantes Dentários Cônicos. *Quarto Seminário Brasileiro de Simulação Computacional na Engenharia – Rio de Janeiro – Brasil*.

Meyer U, Vollmer D, Runte C, et al, 2001. Bone loading pattern around implants in average and atrophic edentulous maxillae: a finite-element analysis. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*. 29: 100-105.

Pilliar RM, Deporter DA, Watson PA, et al, 1991. Dental implant design—effect on bone remodeling. *J Biomed Mater Res*. 25:467-83.

Piattelli A, Piattelli M, Mangano C, et al, 1998. A histologic evaluation of eight cases of failed dental implants: is bone overheating the most probable cause? *Biomaterials*. 19:683-690.

Prost HM, 1990. Skeletal structural adaptations to mechanical usage (SATMU):1. Redefining Wolff's law: The bone modeling problem. *Anatomical Records*. 226: 403-413.

Prost HM, 1994. Wolff's law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians. *Angle Orthodontist*. 64: 175-188.

Rubo JH, Souza EAC, 2001. Métodos Computacionais Aplicados à Bioengenharia: Solução de problemas de carregamento em próteses sobre implantes. *Revista da Faculdade de Odontologia de Bauru*. 9: 97-103.

Sahin S, Çehreli MC, Yalçın E, 2002. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses – a review. *Journal of Dentistry*. 30: 271-282.

Stanford CM, Brand RA, 2001. Toward an understanding of implant occlusion and strain adaptive bone modeling and remodeling. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 81: 553-561.

Stegaroiu R, Nishiyama S, Miyakawa O, et al, 1998. Influence of Prosthesis material on stress distribution in bone and implant: a 3-dimensional finite element analysis. *The*

International Journal of Oral & Maxillofacial Implants. 13: 781-790.

Tada S, Stegaoiu R, Kitamura E, et al, 2003. Influence of implant design and bone quality on stress / strain distribution in bone around implants: A 3-Dimensional Finite Element Analysis. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants. 18: 357-367.

Vaillancourt H, Pillar RM, McCammond D, 1996. Factors affecting crestal bone loss with dental implants partially covered with a porous coating: a finite element analysis. Int J Oral Maxillofac Implants. 11: 351-9.

Van Oosterwyck H, Duyck J, Vander Sloten J, et al, 1998. The influence of bone mechanical properties and implant fixation upon bone loading around oral implants. Clin Oral Implants Res. 9:407-18.

THREE-DIMENSIONAL SIMULATION OF DENTAL IMPLANT: CONICAL AND CYLINDRICAL IMPLANTS COMPARISONS

Roberto Brunow Lehmann

Escola de Engenharia Industrial Metalúrgica de Volta Redonda. Av dos Trabalhadores 420, 27255-125 Volta Redonda, RJ. E-mail: rbrunow@pop.com.br

Carlos Nelson Elias

Escola de Engenharia Industrial Metalúrgica de Volta Redonda. Av dos Trabalhadores 420, 27255-125 Volta Redonda, RJ. E-mail: cnelias@bol.com.br

Jayme Pereira Gouvêa

Escola de Engenharia Industrial Metalúrgica de Volta Redonda. Av dos Trabalhadores 420, 27255-125 Volta Redonda, RJ. E-mail: jpg@metal.eeimvr.uff.br

ABSTRACT

In the dental implant field, the selection of the best material and surgical processes has been intensified during the last years. The correct material selection and an adequate surgical protocol can offer to the patient and to professional a good success and minimize the osseointegration problems. Nowadays, a new dental implants shape has been commercialized. The objective to change the dental implant shape is to minimize the stress transmission to the bone of the jaw or of the maxilla, which avoid problems like bone reabsorption. The clinical experience and the literature present several reports indicating that the largest incidence of problems with bony reabsorption is located in the marginal area of the implants, in the cortical bone. Another clinical information is that implants with conical shape has a better behavior than cylindrical implants. In the present work a three-dimensional models of dental implant were developed from commercial systems. In the present work, the variation of the stress distribution was analyzed in dental implant, with the conical form and with cylindrical shape, through simulation for finite elements, being used the ANSYS program. The results showed that the employment of the implants with conical shape allows a better distribution of the efforts than cylindrical shape, which can minimize the bone reabsorption.

Keywords: Dental Implants, Finite Elements, Ansys.