



SIMULAÇÃO DE CARREGAMENTOS SOBRE SISTEMAS DE IMPLANTES DENTÁRIOS

Jayme Monteiro Cardoso

Universidade Federal Fluminense, Escola de Engenharia Industrial Metalúrgica de Volta Redonda. Av. dos Trabalhadores 420, Volta Redonda, RJ. jayme@metal.eeimvr.uff.br.

Carlos Nelson Elias

Universidade Federal Fluminense, Escola de Engenharia Industrial Metalúrgica de Volta Redonda. Av. dos Trabalhadores 420, Volta Redonda, RJ. cnelias@bol.com.br.

Jayme Pereira de Gouvêa

Universidade Federal Fluminense, Escola de Engenharia Industrial Metalúrgica de Volta Redonda. Av. dos Trabalhadores 420, Volta Redonda, RJ. jpg@metal.eeimvr.uff.br

Resumo: *Os implantes dentários têm sua aplicação na reposição de elementos dentários em indivíduos com perdas parciais ou totais desses elementos. Neste trabalho, foram construídos modelos a partir de um sistema de implantação comercial e realizadas simulações computacionais utilizando-se o método dos elementos finitos. Nas simulações avaliaram-se as tensões atuantes nos componentes e na primeira cortical óssea na região contígua ao implante, decorrentes da aplicação das forças de mastigação e do torque aplicado aos parafusos de fixação. A construção da geometria dos sistemas avaliados foi feita em CAD a partir das dimensões reais dos componentes. As simulações foram realizadas para forças de mastigação verticais de 125 N, 630 N e 1350 N aplicadas a 1,5 mm a partir do eixo de simetria do conjunto e no sentido de mesial para distal. Resultados mais satisfatórios são obtidas quando se combinam os esforços decorrentes da montagem com as forças de mastigação. Os parafusos de fixação da superestrutura do implante são os componentes mais solicitados indicando a possibilidade de falha nesses componentes.*

Palavras – chave: *Implantes, tensões, elementos finitos, ANSYS, simulação numérica*

1 INTRODUÇÃO

A experiência clínica tem relatado casos de falhas nos sistemas de implantes osseointegráveis tais como o afrouxamento dos parafusos e até mesmo a fratura dos componentes. Tais falhas representam um prejuízo tanto para o profissional que se vê obrigado a repor os componentes danificados quanto para o paciente que em alguns casos são submetidos a uma nova cirurgia para a recolocação do implante. Neste trabalho foram realizadas simulações pelo método dos elementos finitos com a utilização do programa Ansys 5.3 em um sistema de implantação tendo sido avaliados:

- a- Tensões geradas pela aplicação de forças de mastigação não axissimétricas de 125 N, 630 N e 1350 N.
- b- Tensões decorrentes dos pré carregamentos em cada etapa da montagem dos componentes.

- c- Tensões resultantes da combinação entre as forças de mastigação e os pré carregamentos decorrentes da montagem.

2 MATERIAIS E MÉTODOS

No presente trabalho foi empregado o método dos elementos finitos para simular os carregamentos aplicados sobre implante. Inicialmente foi confeccionado um desenho de conjunto do sistema de implantes a partir dos desenhos dos componentes comercializados. O modelo foi analisado satisfazendo-se as condições de equilíbrio nos pontos nodais de cada elemento de forma a se garantir uma satisfatória distribuição das tensões geradas pelos carregamentos através dos componentes do sistema de implante.

2.1- Materiais:

Para a realização das simulações foi utilizado o programa ANSYS® 5.3 e um micro computador (PC) com as seguintes características:

- Processador: Pentium® 333 MHz
- Memória RAM: 64 MB
- Disco Rígido: 6,0 GB

2.2- Sistema de Implante Avaliado:

O implante avaliado é o na forma de parafuso, osseointegrável, com hexágono interno, modelo CONECT® com as seguintes dimensões do implante:

- Diâmetro: 4,2 mm
- Comprimento total: 13,2 mm.

O implante CONECT é produzido e comercializado pela empresa CONEXÃO SISTEMAS DE PRÓTESE, situada na rua Azevedo Soares 1580, São Paulo SP.

2.3- Componentes do Sistema de Implante

2.3.1 Implante

Componente fixado cirurgicamente no osso da mandíbula/maxila é confeccionado em titânio ASTM grau 4 (Fig. 2.1).

2.3.2 Pilar intermediário ou abutment

O pilar intermediário ou abutment (Fig. 2.2), tem por função servir de base para o coping. A fixação do abutment ao implante é feita por meio de parafuso rosqueado internamente no implante.

2.3.3- Parafuso de fixação do pilar intermediário

Esse parafuso (Fig. 2.3), tem por função fixar o pilar intermediário sobre o implante. É confeccionado em titânio ASTM grau 5.

2.3.4 Pilar

Fixado sobre o pilar intermediário o pilar (Fig. 2.4) tem a função de servir de base para a montagem da coroa protética. A fixação do pilar ao pilar intermediário é feita por meio de parafuso rosqueado internamente no parafuso do pilar intermediário.

2.3.5 Parafuso de fixação do pilar

O parafuso de fixação do pilar (Fig. 2.5) tem por função fixar o pilar ao pilar intermediário. É confeccionado em liga de ouro paládio (AuPd).

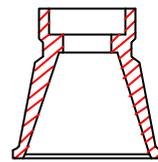
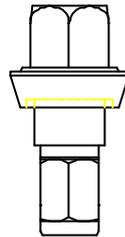
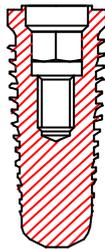


Fig. 2.4: PILAR

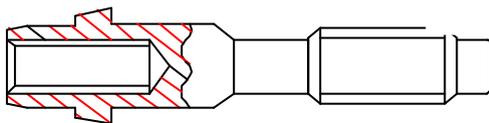
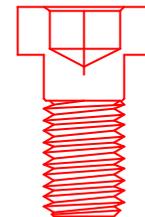


Fig. 2.5: PARAFUSO DE
FIXAÇÃO DO PILAR
INTERMEDIÁRIO

Fig. 2.5: PARAFUSO
FIXAÇÃO DO PILAR



2.4 Modelamento e Simulação

2.4.1 Construção da geometria

A geometria foi construída em AUTOCAD 2000, no sentido de mesial para distal, tomando-se por base os desenhos para fabricação dos componentes sendo o arquivo exportado com no formato IGES para posterior importação pelo ANSYS. Mostra-se na Figura 2.6 o sistema completo montado.

2.4.2 Modelos

Para a realização das simulações foram desenvolvidos 04 (quatro) modelos de elementos finitos para análise do implante Conect .

- Modelo 1 – Montagem do implante no osso.
- Modelo 2 – Montagem do pilar intermediário.
- Modelo 3 – Montagem do pilar.
- Modelo 4 – Montagem de toda o sistema Conect com a coroa protética.

2.4.3 Propriedades dos materiais

TABELA. 2.1 Propriedades mecânicas dos materiais

	Implante	Pilar Intermediário	Paraf. do pilar intermediário	Pilar	Paraf. do Pilar	Osso cortical
Material	Titânio ASTM Gr 4	Titânio ASTM Gr 4	Titânio ASTM Gr 5	Titânio ASTM Gr 4	Liga ouro-paládio (AuPd)	-
E (MPa)	110000	110000	110000	110000	90000	13700
ν	0.33	0.33	0.33	0.33	0.30	0.30
σ_y (MPa)	480	480	480	480	380	
σ_s (MPa)						-190

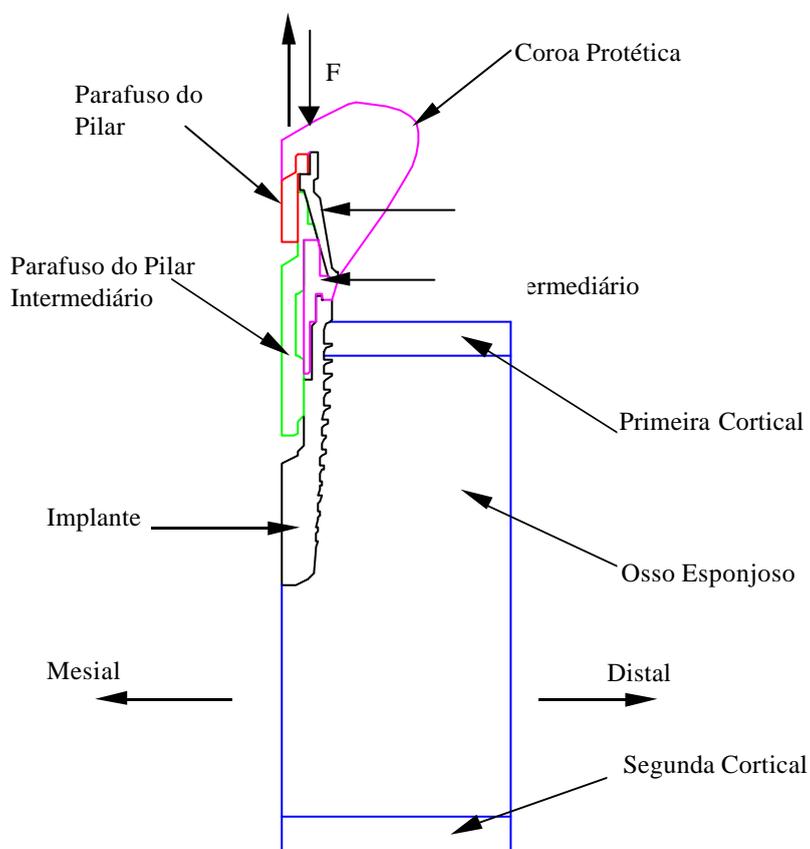


Fig. 2.6: Sistema de implante conjunto

2.4.5 Carregamentos

2.4.5.1 Forças de mastigação

OLIVEIRA (1997, p.13) cita que as forças mastigatórias, letra “F” na Fig. 2.6, são alteradas com a colocação de próteses. Na condição de dentição natural variam entre 31 N e 652 N. São ainda descritos casos excepcionais com forças da ordem de 1350 N em pessoas com dieta rica em alimentos mais duros. No presente trabalho emprega-se carregamentos de 125 N, 630 N, 1350 N. As cargas foram aplicadas na direção do eixo Y a 1,5 mm a partir do eixo de simetria do implante no sentido mesial para distal.

2.4.5.2 Forças de tração devido ao torque de aperto dos parafusos

TABELA. 2.2 Forças devido ao torque de aperto dos parafusos

COMPONENTE	TORQUE DE APERTO N x cm	FORÇA DE TRAÇÃO N
Implante	20	232
Parafuso de fixação do pilar intermediário	35	875
Parafuso de fixação do pilar	20	667

2.4.5.3 Elemento utilizado

O elemento finito utilizado é o Plane 83. Esse elemento permite a análise de uma geometria axissimétrica com carregamento harmônico (não axissimétrico), além de análises com carregamento axissimétrico. Permite ainda a combinação de carregamentos axissimétricos com não axissimétricos. Possui três graus de liberdade por nó: Translação nas direções x, y e z. Essas direções no sistema de coordenadas nodais correspondem às direções radial, axial e tangencial, respectivamente. Outra vantagem do elemento Plane 83 é a de propiciar resultados mais acurados para malhas mistas (quadrilátera/triangular) e de poder tolerar formas irregulares sem muita perda de precisão.

2.4.5.4 Restrições:

UX/UY: Bordas inferior e lateral (distal) do segmento ósseo

2.4.5.5 Simulação das forças de mastigação

As forças de mastigação foram introduzidas como carregamento não axissimétrico.

2.4.6.6 Simulação dos esforços devido ao torque nos parafusos

Para simular as tensões geradas no sistema de implantação pelo torque aplicado nos parafusos foram inicialmente determinadas as forças trativas decorrentes dos torques aplicados em cada componente (Tab. 2.2). Em seguida foram calculadas as tensões resultantes nas seções resistentes das roscas para determinação das deformações sofridas pelo componente. As deformações obtidas permitem determinar o diferencial de temperatura necessário para que seja produzida uma deformação equivalente à produzida pelo torque aplicado. Essa temperatura é utilizada pelo programa de simulação para calcular os esforços resultante da aplicação dos torques de montagem. Para que sejam eliminadas

as deformações nos eixos X e Z durante a simulação, deformações essas que introduziriam tensões nessas direções considera-se os materiais dos parafusos como ortotrópicos de modo a se permitir que sejam adotados valores nulos para os coeficientes de expansão térmica nessas direções.

2.5 Regiões analisadas

As regiões analisadas são as que correspondem ao implante e seus componentes e ao tecido ósseo adjacente. Os valores das tensões são obtidos das imagens gráficas das distribuições de tensões na direção Y e das tensões equivalentes de von Mises.

2.6-Análise dos resultados

Os resultados obtidos foram comparados aos disponíveis na literatura em simulações realizadas e aos dados de resistência mecânica dos materiais empregados. Para os materiais metálicos foram comparados as tensões de von Mises com os respectivos limites de escoamento, bem como as tensões na direção Y para identificação dos pontos de concentração de tensão em tração e compressão. Para a primeira cortical foram comparadas as tensões na direção Y com os limites de resistência à tração/compressão obtidos em ensaios.

3 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Como ilustração a Figura 3.1 apresenta o resultado da simulação para a combinação dos esforços gerados no pré tensionamento combinados à força de mastigação de 630 N.

A tabela 3.1 apresenta os valores máximos de tensões obtidas nas simulações

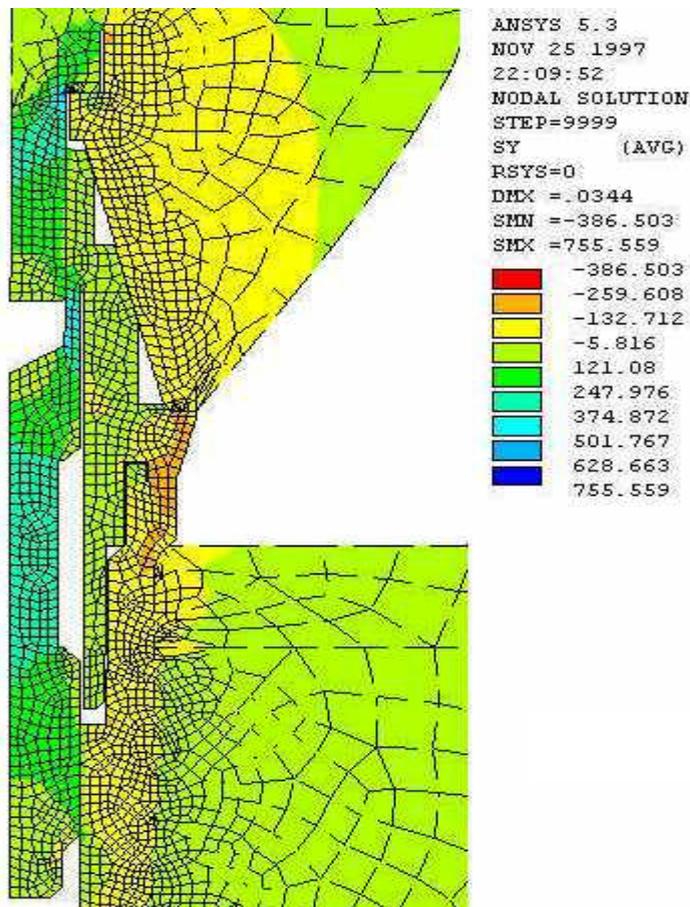


TABELA. 3.1 Quadro de tensões obtidas nas simulações para os implantes Conect

Simulação	Osso cortical	Implante		Pilar intermediário		Parafuso do pilar intermediário		Pilar		Parafuso do pilar	
	σ_s (MPa)	σ_y (MPa)	σ_{eq} (MPa)	σ_y (MPa)	σ_{eq} (MPa)	σ_y (MPa)	σ_{eq} (MPa)	σ_y (MPa)	σ_{eq} (MPa)	σ_y (MPa)	σ_{eq} (MPa)
1	-15	-28	34	-28	34	-10	7.7	-19	19	8	11
2	-76	-141	171	-141	171	-50	39	-96	96	40	55
3	-162	-302	367	308	367	108	83	-205	205	86	119
4	-4.5	15	19	-	-	-	-	-	-	-	-
5	-23	-100	194	-365	452	548	582	-	-	-	-
6	-25	-164	172	-164	172	442	601	-406	429	-685	773
7)	-42	-203	283	-203	280	618	662	-320	283	735	851
8	-49	-260	290	-260	290	628	677	-387	484	756	871
9	-60	-551	500	-551	500	636	680	-403	550	783	900

Simulação 1: Força de mastigação de 125 N. Simulação 2: Força de mastigação de 630 N. Simulação 3: Força de mastigação de 1350 N
 Simulação 4: Montagem do Implante. Simulação 5: Montagem do Pilar Intermediário. Simulação 6: Montagem do Pilar
 Simulação 7: Pré tensionamento + força de mastigação de 125 N. Simulação 8: Pré tensionamento + força de mastigação de 630 N
 Simulação 9: Pré tensionamento + força de mastigação de 1350 N

Analisando-se a Tabela 3.1 pode-se verificar que para as simulações utilizando-se apenas as forças mastigatórias (simulações 1, 2 e 3), as tensões geradas no osso cortical são superiores aos valores obtidos nas simulações onde são levadas em consideração as tensões de montagem oriundas do aperto dos parafusos e da combinação dessas tensões com as forças de mastigação (simulações 4 a 9). A mesma afirmação é também válida para os componentes do sistema de implantação. Pode-se também afirmar que devido a linearidade do modelo as tensões obtidas para um determinado carregamento podem ser extrapoladas para quaisquer outros valores de carga. A combinação de tensões trativas e compressivas nos componentes do sistema de implantação faz com que as tensões que são transmitidas ao osso cortical sejam proporcionalmente inferiores àquelas geradas apenas pelas forças de mastigação. O parafuso do pilar intermediário e o parafuso do pilar, apesar de serem os componentes com os maiores valores de tensão são pouco afetados pela variação das forças de mastigação.

RIEGER ET AL (1990; 63: 671-676), menciona que a tensão ótima sobre o osso cortical ocorre sob tensões de 17 MPa (250 psi), e que a reabsorção óssea ocorre a partir de 47,6 MPa (700 psi). Comparando-se os resultados obtidos na simulação 6 com os valores citados por RIEGER, verifica-se que somente as tensões de montagem, isto é, sem carregamento, induzem no osso cortical tensões 47% abaixo da tensão de reabsorção. Em função mastigatória as tensões no osso cortical para os carregamentos de 125 N e 630 N (simulações 7 e 8), induzem tensões na faixa de início de reabsorção óssea. Para o carregamento de 1350 N (simulação 9), as tensões no osso cortical estão 26% acima da tensão de reabsorção. Supondo a existência de linearidade entre a força de mastigação aplicada e a tensão induzida no osso, é possível estimar que forças de mastigação superiores a 630 N podem induzir a reabsorção óssea quando emprega-se o implante Conect.

4 CONCLUSÕES E SUGESTÕES

4.1 CONCLUSÕES

- O trabalho desenvolvido confirma a adequação do método dos elementos finitos para a análise de sistemas de implantação que possuem geometrias complexas que inviabilizam um estudo analítico das tensões nos componentes e no osso.
- Análises considerando apenas as forças de mastigação não oferecem resultados satisfatórios para se avaliar as tensões nos componentes, é necessário se considerar as tensões oriundas do torque de montagem dos componentes
- As tensões desenvolvidas no osso cortical quando se considera apenas as forças de mastigação são superiores aos valores encontrados quando se combinam essas forças com as tensões induzidas pela aplicação do torque.
- O parafuso de fixação do pilar intermediário e o parafuso de fixação do pilar são os componentes com os maiores valores de concentração de tensão indicando a possibilidade de plastificação do material nessas regiões o que poderá levar a falha do componente.
- Considerando-se a tensão causada pela montagem, a variação das forças de mastigação têm pouca influência sobre as tensões atuantes no parafuso de fixação do pilar intermediário e do pilar.
- As tensões geradas nos parafusos de fixação do pilar intermediário e do pilar são originadas principalmente pela aplicação do torque de aperto nos componentes durante a montagem.

4.2 SUGESTÕES

Para trabalhos futuros sugere-se:

- Otimização da geometria do parafuso do pilar intermediário e do pilar para que sejam minimizados os concentradores de tensão.
- Realizar simulações mais refinadas no osso cortical para uma melhor avaliação das tensões causadas pela combinação das forças de montagem com as forças de mastigação.
- Análise comparativa dos resultados apresentados nas simulações com valores experimentais.
- Comparar os resultados apresentados com os resultados de outros sistemas de implantação.
- Realizar simulações tridimensionais com dois ou mais implantes.

5 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- CARVALHO, J. R.; MORAES Paulo. *Órgãos de máquinas dimensionamento*. Rio de Janeiro: Livros técnicos e científicos editora, 1978. 356 p.
- MOAVENI, Saeed. *Finite element analysis: theory and application with ansys*. New Jersey: Prentice hall, 1999. 525 p.
- MORAES, Maria Cecília Corrêa de Sá e Benevides. *Análise de tensões em implantes dentários por elementos finitos*. Rio de Janeiro, 2001. Tese de mestrado – Instituto Militar de Engenharia.
- OLIVEIRA, Edgard J. *Bioengenharia em implantes osseointegrados*. Rio de Janeiro: Editora Pedro Primeiro, 1977. 127 p.
- RIEGER, M. R.; ADAMS, W. K.; KINZEL, G. L.; BROSE, M. O. *Alternative materials for three endosseous implants*. The journal of prosthetic dentistry, vol 61: p. 717-722. 1989.
- RIEGER, M. R.; MAYBERRY M.; BROSE, M. O. *Finite element analysis of six endosseous implants*. The journal of prosthetic dentistry, vol 63: p. 671-676. 1990

6 DIREITOS AUTORAIS

Os autores são os únicos responsáveis pelo conteúdo do material impresso

Loads simulation on dental implants

Jayme Monteiro Cardoso

Universidade Federal Fluminense, Escola de Engenharia Industrial Metalúrgica de Volta Redonda. Av. dos Trabalhadores 420, Volta Redonda, RJ. jayme@metal.eeimvr.uff.br.

Carlos Nelson Elias

Universidade Federal Fluminense, Escola de Engenharia Industrial Metalúrgica de Volta Redonda. Av. dos Trabalhadores 420, Volta Redonda, RJ. cnelias@bol.com.br.

Jayme Pereira de Gouvêa

Universidade Federal Fluminense, Escola de Engenharia Industrial Metalúrgica de Volta Redonda. Av. dos Trabalhadores 420, Volta Redonda, RJ. jpg@metal.eeimvr.uff.br

ABSTRACT The dental implants have their application in the replacing of oral elements in patients with partial or total teeth losing. In this work it was built for commercial implant systems. Numerical simulation, is presented by using the finite element analysis. Stresses state on the components and on the cortical bone at region around implant was evaluated by application of vertical loads and a torque on the abutment screw. CAD is used to construct the geometry from real dimensions of the components. The numerical simulations were performed to vertical loads of 125 N, 630 N and 1350 N applied on 1.5 mm from the assembly symmetry axis from mesial to distal. The simulations showed that more accurate results were reached when the forces due to external loads and assembling loads are analysed together. The finite element analysis showed a different stress concentration between conical and cylinder implant system.

Keywords: *Implants, stress, finite elements, ANSYS, numerical simulation*