

Estudo comparativo de sistemas de implantes para mandíbulas edêntulas com carga imediata, utilizando o Método dos Elementos Finitos.

¹Luiz Carlos Gonçalves Pennafort Junior; ²Enio Pontes de Deus

¹MSc. Eng. Mecânico, doutorando, Laboratório de Mecânica da Fratura e Fadiga (LAMEFF)- Universidade Federal do Ceará. ²Prof. Dr. Especialista em Análise Estrutural. Coordenador do Laboratório de Mecânica da Fratura e Fadiga (LAMEFF)- Universidade Federal do Ceará.

¹luizpennafortjr@yahoo.com.br ; ²epontes@ufc.br

Resumo - O presente estudo teve por objetivo obter elementos comparativos entre os sistemas guiados de próteses totais fixas com 4 implantes osteointegráveis com aplicação de carga imediata. Utilizou-se o método dos elementos finitos para analisar as concentrações de tensões em todo o sistema implantossuportado. Foram analisados dois sistemas, sendo um com viga em balanço (cantilever) e outro sem, porém com uso de implantes inclinados, submetidos a um carregamento vertical de 756 N distribuído sobre toda face superior da barra protética implantossuportada. Os dados encontrados foram comparados e avaliados de acordo com valores obtidos na literatura. Os resultados demonstraram que a utilização de implantes inclinados evitando a utilização da viga em balanço, diminuiu consideravelmente os níveis de tensões na barra protética e nos pilares, porém na região implante-osso um aumento de aproximadamente 1,5 vezes nos níveis de tensões foram observados, em relação aos implantes retos sob cantilever.

Palavras chaves: *Biomecânica, Prótese Total Fixa; Implantes Dentários.*

Abstract - The present study aimed at obtaining comparative elements among the guided systems of fixed complete denture with 4 osseointegrated implants with immediate loading. The three-dimensional finite element method was used to analyze the stress concentrations in the whole implant-supported system. Two systems were analyzed, one with cantilever and another without it, but with tilted implants, submitted to a vertical load of 756N on the superior face of the prosthetic implant-supported bar. The data found were compared and assessed according to values obtained in the literature. The results demonstrated that the use of tilted implants avoiding the use of cantilever reduced considerably the stress levels in the prosthetic bar and in the abutments. However, in the implant-bone area an increase of approximately 1.5 times in stress levels was observed, compared to the straight implant under cantilever.

Keywords: *Biomechanics, Dental Protheses Supported; Dental implantations.*

I. INTRODUÇÃO

A falta de literatura específica nesta área do conhecimento a respeito de reabilitação protética com aplicação de carga imediata vem gerando certas dúvidas entre os profissionais da implantodontia quanto ao comportamento biomecânico dos mesmos, pois, o grau de tensão que estas fixações recebem e a deformação dos componentes protéticos são ainda controversos,

principalmente sob cargas funcionais de mastigação e deglutição [1].

Para os sistemas que apresentam na prótese tipo Protocolo Brånemark, o uso de pórtico em balanço, provoca um aumento da carga nos implantes [2-3], dependendo do carregamento, ao qual o implante é submetido, podem surgir pontos críticos nos componentes do sistema, o que significa que certas regiões do implante estarão sob altos níveis de tensões e poderão causar prejuízo ao bom funcionamento de todo o sistema [4], sendo capazes de danificar a estrutura suporte causando afrouxamento do parafuso ou a fratura da prótese e do implante.

Entretanto, no sistema que evita o pórtico em balanço se utilizando da inclinação dos implantes posteriores, implantes angulados, pode gerar ao redor da região marginal do angulado tensões de até cinco vezes aquelas geradas ao redor do implante retilíneo [5].

A importância de se entender a biomecânica dos sistemas protéticos, para auxiliar a tomada de decisão do profissional, na escolha de quais configurações, materiais e métodos que irá adotar durante a reabilitação de um paciente, motivou a realização deste estudo.

O desenvolvimento deste estudo teve como finalidade a obtenção de elementos comparativos entre os sistemas guiados de implantes osteointegráveis com aplicação de carga imediata, quanto ao comportamento mecânico sob carga pré-estabelecida (força mastigatória média), onde o principal recurso utilizado para tal estudo foi o Método dos Elementos Finitos (MEF). O método é uma ferramenta de auxílio à localização e verificação do ponto crítico de cada sistema de prótese dentária com aplicação de carregamento imediato, perante os níveis de tensões.

A análise biomecânica de implantes dentários, através desta poderosa ferramenta computacional, vem gerando muitas otimizações nas características de projetos de reabilitação protética, sendo previstas e aplicadas a potenciais novos sistemas de implantes no futuro [6].

II. MATERIAIS E MÉTODOS

Na primeira etapa foram desenhados com auxílio computacional os principais componentes utilizados na implantodontia para reabilitação de mandíbulas edêntulas, seguindo a filosofia de dois sistemas de próteses dentárias com aplicação de carga imediata: A (sistema guiado com 4 implantes retos) e B (sistema

com 4 implantes, sendo os posteriores com inclinação de 30°, conforme Figura 1.

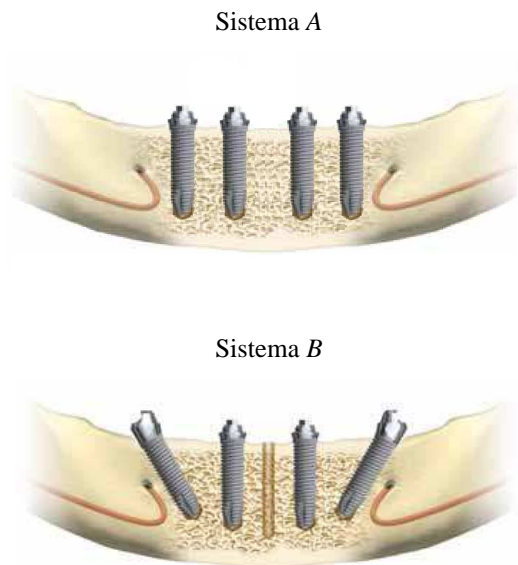


Figura 1 – Configuração dos sistemas de próteses dentárias A (quatro implantes retos) e B (dois implantes retos e dois inclinados).

Os parâmetros dimensionais do conjunto protético (implante, pilar protético - reto e inclinado, parafuso do pilar, cilindro protético e parafuso protético) foram baseados no implante do tipo Brånemark System® MkIII – 3,75x13 mm, enquanto que a barra protética seguiu a curvatura semelhante à do arco de uma mandíbula humana para treinamento em implantes osseointegrados (ETH 0301-10 Nobel Biocare, Gotemburgo, Suécia), com espessura e largura de 4 e 3 mm respectivamente [1]. A extensão da barra foi limitada pelo comprimento do cantilever para distal, pois o mesmo foi calculado para não ultrapassar 1,5 vezes a distância do centro do implante mais anterior até a distal dos implantes mais distais [2], Figura 2. A disposição dos furos de assentamento dos implantes para o sistema A respeitou os 10 mm entre os centros dos mesmos [1], no entanto para o sistema B usou-se a mesma distância somente nos anteriores, pois devido ao uso de pilares inclinados de 30°, houve um afastamento nos posteriores, superior a 10 mm.

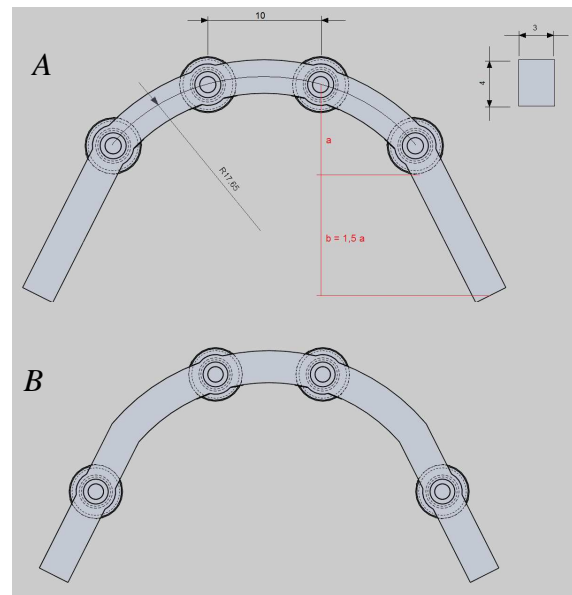


Figura 2 - configuração das barras protéticas sistemas A e B [7].

Com ajuda de modelos computacionais 3D e conhecendo as propriedades mecânicas do material empregado (Tabela 1) nas estruturas protéticas, desenvolveu-se a etapa da análise estrutural de forma qualitativa, através do Método de Elementos Finitos, associada a uma malha composta por elementos tetraédricos quadráticos, auxiliado por um código de cálculo internacionalmente conhecido, ANSYS. O material utilizado foi considerado isotrópico, linearmente elástico e homogêneo [8].

Tabela 1 - Propriedades mecânicas [6-9]

Material	Along. (%)	σ_c (MPa)	σ_{rt} (MPa)	Mód. de Elast. (GPa)	Coef. de Poisson
Ti-6Al-4V	14	924	993	114	0,33

Definidas as propriedades mecânicas do material envolvido, foi realizado o processo de geração das malhas de elementos finitos. As malhas dos modelos utilizadas neste estudo foram de 115.636 elementos e 192.340 nós para o sistema A e de 108.350 elementos e 184.092 nós para o sistema B.

As malhas foram definidas, após a verificação de convergência dos resultados críticos (S_n) da barra protética, mediante teste de “convergência-divergência”, onde se considerou o resultado como convergente, quando as mudanças nos resultados críticos (S_n) de acordo com o refinamento da malha decrescem por mais de 10% [10]:

$$|S_1 - S_2| > 1,1 |S_2 - S_3| \rightarrow \text{converge} \quad \dots\dots\dots (1)$$

$$|S_1 - S_2| \leq 1,1 |S_2 - S_3| \rightarrow \text{diverge} \quad \dots\dots\dots (2)$$

Posteriormente os resultados críticos (S_n) de duas ou mais malhas seguiram para um resultado assintótico, através da “Extrapolação de Richardson”, o que

corresponde a um número infinito de elementos (n_n) correspondente ao contínuo real, conforme Figura 3, onde é apresentado a relação de três resultados críticos S_1 , S_2 e S_3 com seus respectivos números de elementos n_1 , n_2 e n_3 . Porém este procedimento é simplesmente uma maneira prática de obter uma melhor estimativa de três (ou mais) conjuntos de resultados críticos, pois tal extrapolação e o valor estimado são válidos apenas localmente e para o específico valor crítico analisado graficamente [6].

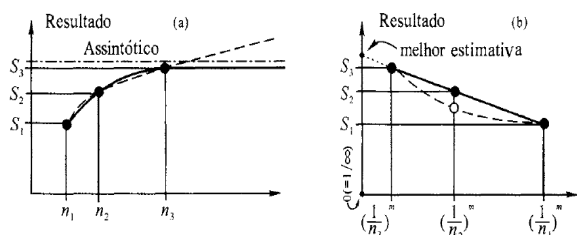


Figura 3 - Gráficos linear (a) e exponencial (b) dos resultados críticos de 3 malhas [6]

Na simulação computacional os implantes foram considerados como engastados (perfeita osseointegração). Embora o implante 100% integrado ao osso não seja uma situação encontrada clinicamente, pode ser levada em consideração como uma primeira aproximação, fornecendo uma indicação do comportamento do material e de distribuição de tensões [11].

O esforço mecânico adotado para a simulação foi uma carga vertical estática de 756 N distribuídos em toda face superior da estrutura, valor referente à força média mais alta possível de ser mantida durante a mastigação [12].

III. RESULTADOS

Utilizou-se na análise das barras protéticas e dos demais componentes deste estudo o princípio da estática e o critério de tensões equivalentes de von Mises. Este critério de representação foi escolhido uma vez que a liga Ti-6Al-4V pode ser considerada um material dúctil.

A. Verificação de convergência dos resultados

A escolha das 3 configurações de malhas utilizadas na verificação de convergência para cada barra protética foi baseada na relação proposta na Tabela 2 [10], sendo apresentada na Tabela 3.

Tabela 2 - Proposta de escolha das malhas para convergência [10]

	Primeira Malha (grosseira)	Malha Inicial	Primeiro Refinamento
Malha (N)	0	1	2
n° de elementos	0,3n	n	3,4n

Tabela 3 – Relação do n° de elementos com a Tensão crítica para cada configuração de malha

Barra Protética	Malhas			
	n° de elementos	3.143	11.863	63.586
Sistema A	Tensão Crítica (MPa)	398	766	808
	n° de elementos	3.005	13.902	54.568
Sistema B	Tensão Crítica (MPa)	74	141	144

Os modelos compostos por n elementos foram correlacionados graficamente com seus respectivos valores críticos de tensão (S), conforme os gráficos da Figura 4(a) e 4(b), onde é possível observar tais convergências com relação ao refinamento da malha para cada sistema (A e B).

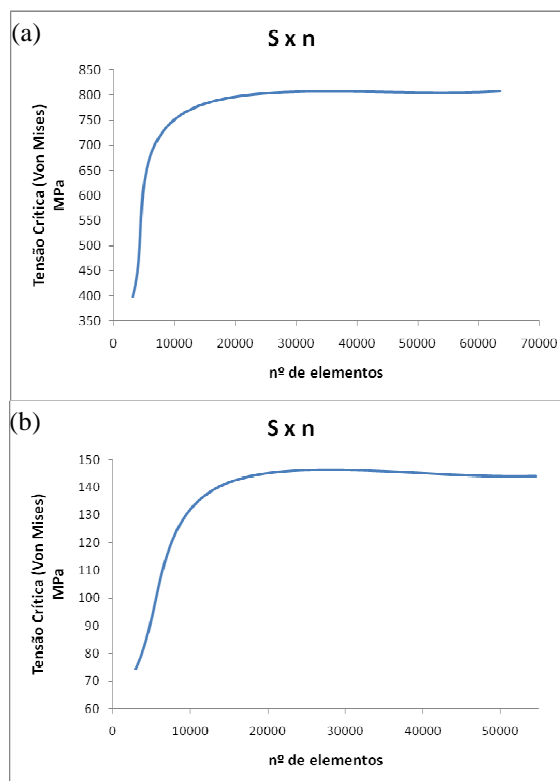


Figura 4 - Gráficos lineares dos resultados críticos obtidos em relação às malhas (número de elementos) para as barras protéticas: (a) sistema A e (b) sistema B

Como, neste trabalho, a atenção está voltada mais para uma comparação global dos dois sistemas de próteses dentárias, o interesse nas regiões de concentração de tensões terá caráter mais qualitativo do que quantitativo, no entanto foi utilizado a "Extrapolção de Richardson" para obter valores os mais confiáveis possíveis [6], para a barra protética, devido ser esta a estrutura principal deste estudo.

De acordo com as linhas de tendências obtidas pelos gráficos exponenciais dos resultados críticos gerados

pela utilização da “Extrapolação de Richardson” e considerando, para um número infinito de elementos, $X \approx 0$, as melhores estimativas para a tensão crítica das barras protéticas dos sistemas A e B serão de aproximadamente 802 e 144 MPa, respectivamente, conforme evidenciado na Figura 5(a) e 5(b).

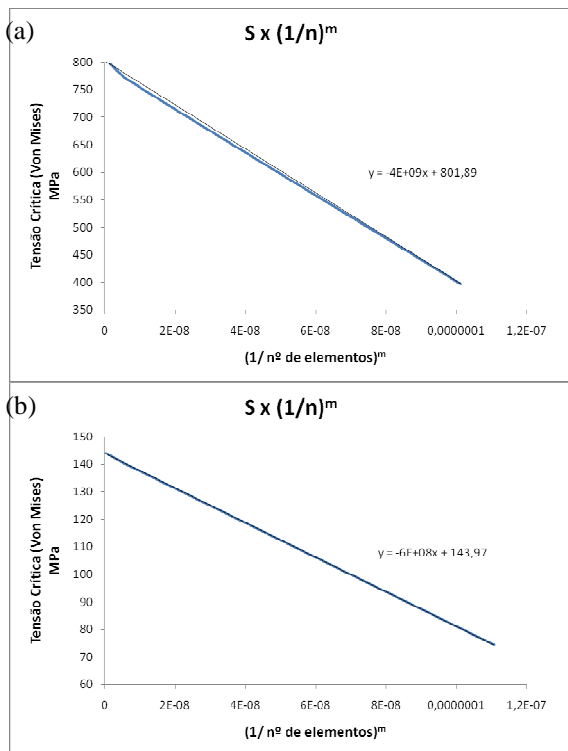


Figura 5 - Gráficos exponenciais e as linhas de tendência dos resultados críticos obtidos em relação às malhas (número de elementos) para as barras protéticas: (a) sistema A e (b) sistema B

B. Avaliação geral dos sistemas protéticos de implantes

A seguir são apresentados os mapas de tensão de von Mises e deflexão total e os principais resultados de interesse para cada sistema implantossuportado analisado:

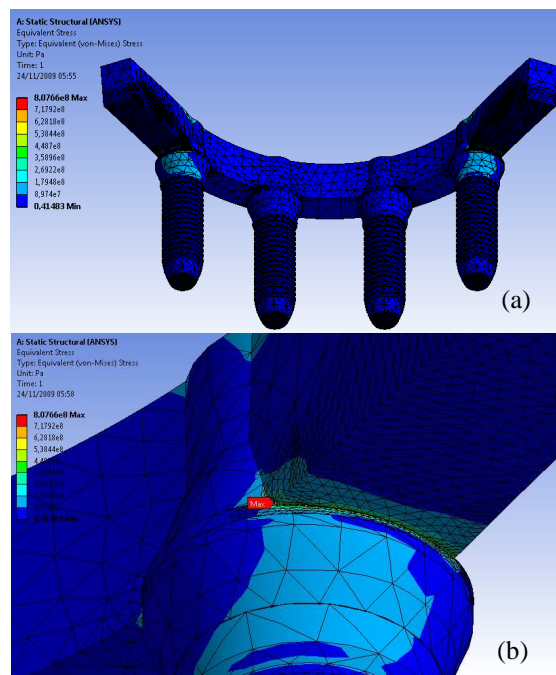


Figura 6 – Mapas de tensões de von Mises: a) sistema A (sistema guiado com 4 implantes retos) e b) imagem detalhada da região de maior nível de tensão.

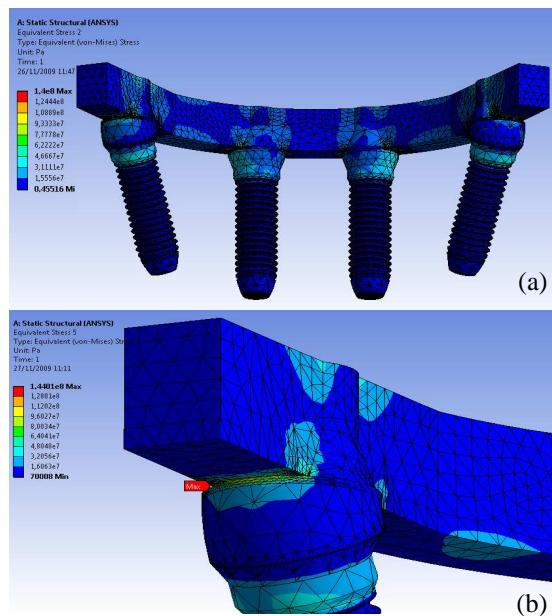


Figura 7 – Mapas de tensões de von Mises: a) sistema B (sistema com 4 implantes, sendo os posteriores com inclinação de 30°) e b) imagem detalhada da região de maior nível de tensão.

De acordo com os mapas apresentados, Figuras 6 e 7, foi possível observar as regiões de maior solicitação mecânica, onde os implantes do sistema B apresentam uma melhor distribuição das tensões em relação ao sistema A.

Nos mapas de deflexão, Figura 8, as regiões mais solicitadas das estruturas ficam ainda mais evidentes.

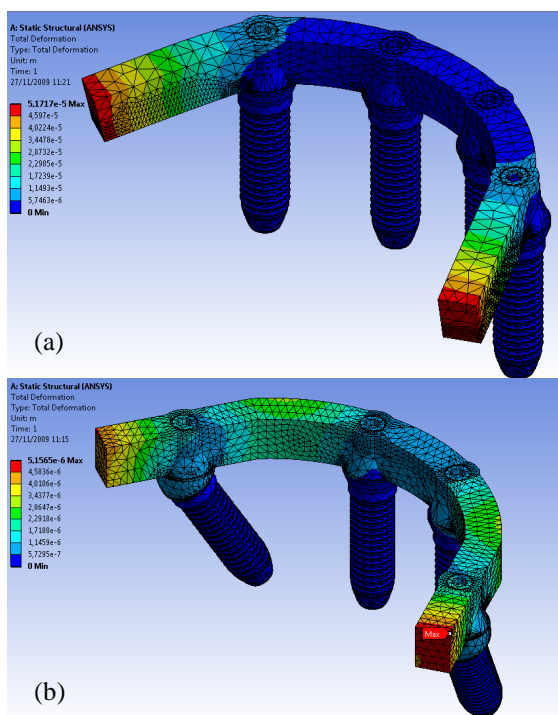


Figura 8 – Mapas da Deflexão total: a) sistema A e b) sistema B.

As forças resultantes nos pilares, na direção axial, também foram computadas nesta etapa do estudo, para uma posterior análise dos implantes.

Tabela 4 - Dados computacionais do estudo dos sistemas protéticos.

Sist.	Material	Defor. (mm)	Tensão de von Mises (MPa)**	Força Result. direção axial do pilar (N)			
				Pilares*			
				P	A	A	P
A	Ti-6Al-4V	0,0516	802	308	70	70	308
B	Ti-6Al-4V	0,0051	144	215	163	163	215

* P: pilar Posterior, A: pilar Anterior, ** Tensões estimadas (Extrapolação de Richardson)

A partir dos resultados obtidos apresentados na Tabela 4, ficou evidente a melhora na distribuição dos esforços sobre a barra protética do sistema de implantes do tipo B, tendo uma redução média de 82 e 90% nos níveis de tensão e de deformação total respectivamente, fato explicado pela redução no momento fletor, ocasionado pela diminuição do cantilever, objetivo deste sistema.

C. Análise comportamental dos conjuntos protéticos de acordo com os sistemas de implantes

Na avaliação por meio do Método dos Elementos Finitos dos conjuntos protéticos, foram encontrados os seguintes resultados para as tensões principais máxima (σ_1), mínima (σ_3) e equivalente (σ_{eq}) ao redor do implante, próximo a área limite do engaste, sendo esta

região a interface implante - osso da mandíbula (região cervical), Tabela 5.

Tabela 5 - Principais tensões no implante na região cervical

Sist.	Carreg. (N)	Conjunto Protético	Tensões (MPa) implante (região cervical)		
			σ_1	σ_3	σ_{eq}
A	308	Reto	-2,69	-40,11	33,20
B	215	Inclinado	34,13	15,23	51,44

Para os carregamentos foram utilizadas as forças resultantes máximas (Tabela 4) encontradas na avaliação geral dos sistemas, aplicadas de forma distribuída sobre a área do pilar protético, na região de contato com a base da barra protética (cilindro protético), para posterior análise qualitativa.

IV. DISCUSSÃO

As forças de reação obtidas nos pilares posteriores tiveram uma redução de 27% no sistema B (implante inclinado - 30°) em relação ao sistema A (implante reto), os resultados sugerem que a inclinação dos implantes posteriores permite uma melhor distribuição de forças e momentos fletores em pilares para próteses tipo Protocolo Brånemark [1].

No caso da segunda situação de estudo onde foram avaliados os conjuntos protéticos separadamente, ficou evidenciada nos resultados encontrados uma desvantagem na utilização de implantes inclinados quanto ao nível de tensões, pois devido a sua inclinação houve um aumento considerável nas tensões principais, chegando a um acréscimo de aproximadamente 36% na tensão equivalente (von Mises).

Os resultados se mostraram em concordância com os apresentados em algumas literaturas, onde são demonstrados aumentos consideráveis nos níveis de tensões dos implantes inclinados em relação aos sem angulação, sendo relatados que para cada 10° de inclinação do implante há um aumento de tensões na faixa de 5% e que as tensões, especialmente as de compressão, geradas ao redor da região marginal do angulado, chegam a ser cinco vezes maiores que aquelas geradas ao redor do implante retilíneo [5-11].

V. CONCLUSÕES

Com relação à integridade dos componentes, o sistema B (composto de 4 implantes, sendo os posteriores com inclinação de 30°), mostrou-se mais apropriado, pois apresentou uma distribuição no carregamento mais uniforme e com isso níveis menores de tensão. No entanto, quando foram estudadas as tensões a nível implante/osso, surgiram tensões bem acima das encontradas no sistema A (sistema guiado com 4 implantes retos), sendo esta uma desvantagem para o paciente. As tensões geradas podem ultrapassar os limites fisiológicos gerando reações orgânicas desfavoráveis. Caso estas tensões ultrapassem o limite

de elasticidade do tecido ósseo, poderão surgir microfraturas.

A análise da biomecânica dos sistemas de reabilitação protética dentária desenvolvidos neste estudo através do Método dos elementos finitos apresentou informações sobre o comportamento das tensões, tanto quantitativas como qualitativas, próximas as encontradas por outros métodos e estudos até então utilizados.

REFERÊNCIA

- [1] NACONECY, M.M. *Força e momento Fletor em pilares de prótese tipo Protocolo Bränemark em função da inclinação dos implantes distais e do número de pilares*. Tese de D.Sc., Faculdade de Odontologia, Pontífica Universidade Católica do Rio Grande do Sul. Porto Alegre, RS, Brasil, 2006.
- [2] TELLES, D.M. *Prótese Total – convencional e sobre implantes* – Santos editora, São Paulo, 2009.
- [3] ZARB, G.A., BOLENDER, C.L., *Tratamento protético para pacientes edêntulos: próteses totais convencionais e implantossuportadas.*, Santos Livraria e Editora, São Paulo, 2006.
- [4] REIS, T.C.A., ELIAS, C.N., GOUVÊIA, J.P., “Análise de tensões elásticas em implantes dentários pelo Método de Elementos Finitos”, *Revista Matéria*, v. 07, n. 2, 3º trimestre de 2002.
- [5] CANAY, S., HERSEK, N., AKPINAR, I. et al., “Comparison of stress distribution around vertical and angled implants with finite element analysis”. *Quintessence Int.*, v. 27, n. 9, p. 591-598, 1996.
- [6] GENG, J.; YAN, W.; XU, W. *Application of the Finite Element Method in Implant Dentistry* – Zhejiang University Press, Hangzhou and Springer – Verlag GmbH Berlin Heidelberg, China, 2008.
- [7] PENNAFORT JR., L. C. G. *Análise de sistemas de implantes dentários em mandíbulas edêntulas com aplicação de carregamento imediato*. 97p. Dissertação (Mestrado em Ciência e Engenharia de Materiais) – Universidade Federal do Ceará, Fortaleza, CE, Brasil, 2009.
- [8] FALCÓN-ANTENUCCI et al. “Avaliação das tensões na interface implante/coróa”, *Rev. Cir. Traumatol. Buco-Maxilo-fac.*, Camaragibe v.08, n.3, p. 49 - 56, jul./set. 2008.
- [9] KNITTEL, D., WU, J.B.C., “Titanium and its alloys”, In: Kutz, M., *Mechanical Engineer’s Handbook*. 2nd Ed. John Wiley & Sons, Inc. cap. 6, p. 1-18, 1998.
- [10] SINCLAIR, G., BEISHEIM, J., “Alternative convergence-divergence checks for stresses from FEA”, In: *2008 International ANSYS Conference*. Pittsburgh Pennsylvania, U.S.A, 26-28 August 2008.
- [11] PACHECO, N.D., *Distribuição de tensões em implantes dentários inclinados empregando o método dos elementos finitos*. Dissertação de M.Sc., Instituto Militar de Engenharia, Rio de Janeiro, RJ, Brasil, 2008.
- [12] SOUZA, C.F., *Resistência à fratura de subestruturas para próteses parciais fixas posteriores de zircônia densa sob testes de fadiga cíclica*. Dissertação de M.Sc., COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil, 2007.