

AValiação DA INFLUÊNCIA DA FORÇA DE MORDIDA NA PRÓTESE PARCIAL REMOVÍVEL CLASSE I MANDIBULAR ASSOCIADA A IMPLANTE, PELO MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS.

Evaluation of the influence of the bite force in the mandibular class I removable partial denture associated to the implant, by the finite element analysis.

Liliana Vicente Melo de Lucas*
Eduardo Piza Pellizzer**
Eduardo Passos Rocha**
João Antonio Pereira ***

RESUMO

O objetivo deste estudo foi avaliar, utilizando o método bidimensional dos elementos finitos (MEF), a tendência ao deslocamento e a distribuição de tensão, nas estruturas de suporte da prótese parcial removível de extremidade livre (PPREL) associada a um implante de 10,0 x 3,75 mm (Sistema Branemark), localizado na região posterior do rebordo desdentado, atuando como suporte para a prótese. Foram criados três modelos, que em corte sagital representam: modelo A hemiarco contendo o dente natural 33 e o rebordo desdentado distal; modelo B semelhante ao MA, com uma PPREL convencional substituindo os dentes ausentes; modelo C semelhante ao anterior, com um implante na região posterior do rebordo, sob a base da prótese. Através do programa de elementos finitos ANSYS 5.4, os modelos foram carregados com forças de 50 N verticais e oblíquas de 45°, no sentido de mesial para distal e de distal para mesial, em cada ponta de cúspide. A análise dos mapas evidenciou que: a tendência de deslocamento no MC é menor que no MB; as forças oblíquas de 45° promovem uma tendência de deslocamento e valores de tensão maiores que a vertical; a força oblíqua de 45° no sentido de mesial para distal gera valores de tensão menores que a de distal para mesial; a presença do implante osseointegrado, sob a base da prótese, promove alívio do dente suporte.

UNITERMOS

Prótese parcial removível, Implante dentário, Método dos elementos finitos, Força de mordida.

INTRODUÇÃO E REVISÃO DE LITERATURA

A prótese parcial removível (PPR), ainda nos dias atuais, representa uma importante opção de tratamento para pacientes desdentados posteriores (classes I e II de Kennedy) e para aqueles que apresentam espaço protético extenso (classes III e IV).

A reabilitação com PPREL mandibular merece especial atenção, por parte do profissional, devido à diferença de compressibilidade entre a mucosa remanescente da área desdentada e o ligamento periodontal do dente suporte, o que cria um movimento de rotação, com eixo sobre os descansos dos últimos dentes suportes, quando forças de oclusão são aplicadas sobre a base da sêla. Esta rotação pode induzir forças horizontais desfavoráveis sobre eles, podendo levar ao aparecimento de inflamação e retração gengival, além do aumento de sua mobilidade (Todescan *et al*¹⁹ 1996).

Apesar da dedicação de vários estudiosos em melhorarem o comportamento biomecânico destas próteses (Kratovich⁹ 1963; Eliason² 1983; Sato *et al*¹⁷ 2001), pode-se observar clinicamente que a PPREL ainda representa um desafio com relação ao tratamento reabilitador. Soma-se a este comportamento biomecânico peculiar o ciclo mastigatório, que possui componentes de força laterais e verticais, podendo agravá-lo ainda mais.

Com o advento dos implantes osseointegrados, tornou-se possível instituir alternativas de tratamento para pacientes com arcos encurtados como, por

exemplo, a colocação de um suporte distal para minimizar a descompensação mecânica das PPREL e seus efeitos sobre as estruturas de suporte. Porém, são poucos os trabalhos que relatam a associação destas próteses com os implantes osseointegrados (Keltjens *et al*⁷ 1993; Giffin⁵ 1996; Todescan *et al*¹⁹ 1996; McAndrew¹¹ 2002; Mitrani¹³ 2003; Kuzmanovic *et al*¹⁰ 2004). Alguns trabalhos de pesquisa analisaram, por meio do MEF, o comportamento das estruturas de suporte da PPREL na associação com os implantes (Rocha *et al*¹⁶ 2003; Pellizzer *et al*¹⁴ 2003 e Pellizzer¹⁵ 2006).

A modelagem por Elementos Finitos é considerada uma técnica bastante eficiente na solução de problemas de engenharia. Trata-se de uma ferramenta computacional efetiva, adaptada da área da engenharia para a biomecânica dos implantes e das próteses dentais (Geng *et al*⁸ 2001), tendo-se mostrado bastante eficaz para examinar complexos comportamentos mecânicos de próteses e estruturas circunvizinhas, sujeitas às forças similares às oclusais que são, de outra maneira, difíceis de serem determinadas.

Desta forma, este trabalho tem como objetivo analisar a associação da PPREL com um implante osseointegrado posicionado na região posterior do rebordo residual e as conseqüências da incidência das forças vertical e oblíqua de 45°, tanto no sentido de mesial para distal como no sentido inverso sobre este conjunto, utilizando o MEF bidimensional.

*Professora Adjunta da Faculdade de Odontologia de Anápolis UniEvangélica, Doutora em Prótese Dentária pela Faculdade de Odontologia de Araçatuba - UNESP.

**Professores do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese da Faculdade de Odontologia de Araçatuba UNESP.

***Professor da Faculdade de Engenharia Mecânica de Ilha Solteira - UNESP.

MATERIALE MÉTODOS

Para a realização deste estudo experimental foram necessárias a criação, em computador, de modelos matemáticos e a utilização de um programa de engenharia. A metodologia utilizada baseou-se no trabalho de Rocha *et al*¹⁶ (2003). Assim foram confeccionados três modelos que, sob o aspecto sagital, simulam hemiarcos parcialmente desdentados sem suporte dental posterior, nos quais permaneceram constantes o dente remanescente, a extensão do rebordo na extremidade livre, a característica do periodonto de suporte e de proteção, as distâncias biológicas, a altura óssea mandibular, a espessura da estrutura metálica de Cromo-Cobalto (CrCo) e o número de dentes artificiais. O Modelo A (MA) representa um hemiarco mandibular sem suporte posterior com a presença do dente 33 apenas; o modelo B (MB) semelhante ao MA, apresenta uma PPREL convencional, com apoio metálico na região inciso-distal do dente 33, em substituição aos dentes 34, 35, 36 e 37; e o modelo C (MC) semelhante ao MB, diferencia-se deste pela presença de um implante osseointegrado Brånemark de 10 x 3,75 mm com seu pilar de cicatrização, localizado na região de segundo molar, sob a base da PPREL.

O programa utilizado para a elaboração dos modelos foi o AutoCAD 2000 (Autodesk Inc, USA), que permite a elaboração de desenhos com dimensões bastante próximas da realidade. Após a elaboração dos modelos, os mesmos foram exportados para o programa de elementos finitos ANSYS 5.4 (Swanson Analysis Systems, Houstoun, Pa), sob execução do Departamento de Engenharia Mecânica, da Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira UNESP.

Para a criação do modelo matemático envolvendo o implante, seguiu-se a técnica estabelecida por Darbar *et al*¹ (1995), e modificada por Rocha *et al*¹⁶ (2003). O implante, com o referido pilar de cicatrização montado, foi incluído em resina acrílica ativada quimicamente e o conjunto foi seccionado ao meio, no sentido do seu longo eixo, possibilitando a visualização direta do passo de rosca, da superfície interna e da adaptação entre os componentes. A seguir, o bloco, já recortado, foi digitalizado e exportado para o programa AutoCAD 2000. Os modelos criados neste programa foram exportados para o programa de elementos

finitos ANSYS 5.4, para determinação das regiões e geração da malha de elementos finitos, na qual se utilizou o elemento sólido bidimensional PLANE 2, que representa 6 nós e 3 arestas descrevendo uma parábola.

Os materiais envolvidos no estudo foram considerados como homogêneos, isotrópicos e linearmente elásticos e os modelos assumidos em estado plano de tensão.

Após a geração da malha, cada modelo apresentou as seguintes características: MA 3970 nós e 1870 elementos; MB 5293 nós e 2524 elementos; MC 6840 nós e 4995 elementos.

A seguir, foram incorporadas as propriedades mecânicas de cada estrutura, listadas no Quadro 1, assim como a condição de contorno e o carregamento.

Para representar uma situação real, os lados esquerdo e direito dos modelos

foram fixados somente na direção *x*, para impedir apenas a movimentação lateral das estruturas, permitindo, deste modo, a simulação do movimento vertical da base da PPREL sobre a fibromucosa e, conseqüentemente, a deformação do osso cortical e esponjoso abaixo dela. Somente o osso cortical da base dos modelos foi fixado na direção *y*, além da direção *x*, por se tratar da estrutura limítrofe dos modelos na região inferior.

O carregamento, simulando a força de mordida (Widmork *et al*²⁰ 1995), foi realizado com aplicação de forças de 50 N em cada ponta de cúspide (Rocha *et al*¹⁶ 2003), em todos os modelos, as quais foram fracionadas em cinco pontos de 10 N, nas direções vertical (0°) e de 45° (Inam & Kesim⁶ 1999), tanto no sentido de mesial para distal (Figura 1) como de distal para mesial.

Quadro 1 - Propriedades mecânicas dos elementos que compõem os modelos

Estrutura	Módulo de Elasticidade E (Gpa)	Coefficiente de Poisson (ν)	Autores
Esmalte	41,0	0,30	Ko et al. ⁸ (1992)
Dentina	18,60	0,31	Farah, Craig e Meroueh ³ (1988)
Ligamento Periodontal	0,0689	0,45	Farah, Craig e Meroueh ³ (1988)
Fibromucosa	0,68	0,45	Ko et al. ⁸ (1992)
Osso Cortical	13,70	0,30	Sertgoz & Gunever ¹⁸ (1996)
Osso Esponjoso	1,37	0,30	Sertgoz & Gunever ¹⁸ (1996)
Sistema de Implante (Ti)	103,40	0,35	Meijer et al. ¹² (1992)
Estrutura de CoCr	185,00	0,35	Williams ²¹ (1981)
Resina Acrílica	8,30	0,28	Darbar et al. ¹ (1995)
Dentes Artificiais	8,30	0,28	Darbar et al. ¹ (1995)

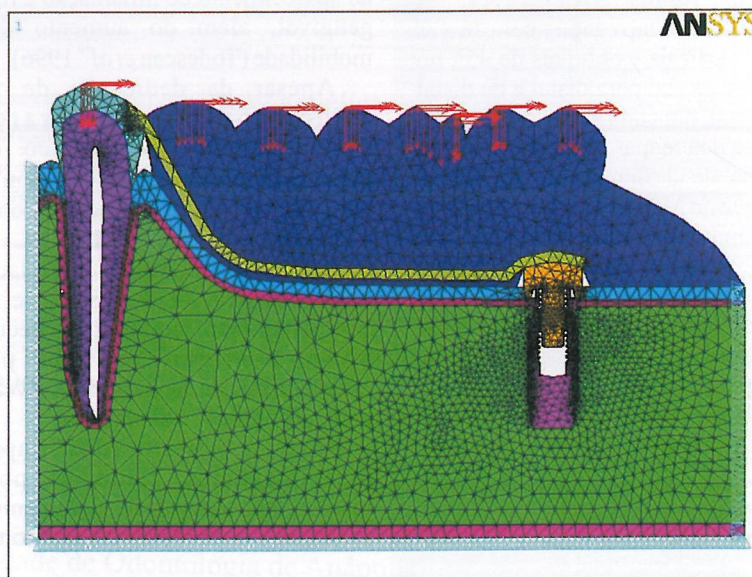


Figura 1 - MC mostrando a malha de elemento finito gerada e o carregamento de força oblíqua de 45° de mesial para distal.

RESULTADOS

Os resultados foram obtidos através dos mapas de deslocamentos e de tensões de Von Mises, com análise comparativa entre os três modelos. O MA serviu como controle, uma vez que apresentava o dente 33 e o rebordo desdentado somente e, assim sendo, seus resultados não serão explicitados, uma vez que são de maior interesse as tensões desenvolvidas nas estruturas suportes dos modelos com PPR convencional (MB) e com PPR suportada

pelo implante (MC).

Nos mapas de deslocamentos, que representam a tendência ao deslocamento das estruturas dos modelos, o modelo B apresentou o dobro dos valores do modelo C e as forças oblíquas apresentaram valores bem maiores que as forças verticais, como verificamos no Quadro 2 abaixo.

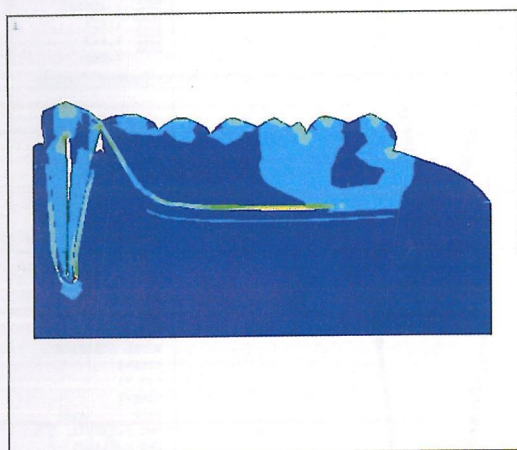
Na figura 2 pode-se observar a distribuição das tensões de von Mises no MB em comparação ao MC, sob aplicação de força vertical.

O periodonto de sustentação do elemento 33 e demais estruturas foram menos sobrecarregadas no MC do que no MB, também sob carregamento com forças de 45°, no sentido de mesial para distal e no de distal para mesial, como pode ser visto no Quadro 3.

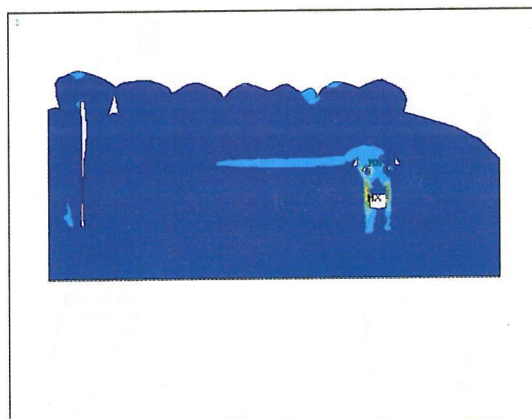
O comportamento das estruturas como ligamento periodontal e ossos cortical e esponjoso, com relação à distribuição de tensão frente às diversas situações de força estudadas nos três modelos, pode ser visto nas figuras 3 a 8 seguintes:

Quadro 2 - Valores máximos da tendência ao Deslocamento, em milímetros, dos modelos A, B e C

Modelos	Direção	Deslocamento Máximo	Localização
MB	0°	0,128	Cúspide distal do 36
	45° (MD)	0,184	Cúspide distal do 37
	45° (DM)	0,222	Porção mesial do 33
MC	0°	0,063	Cúspide distal do 36
	45° (MD)	0,089	Cúspide distal do 37
	45° (DM)	0,110	Porção mesial do 33



ANSYS 5.4
JAN 30 2003
22:57:02
NODAL SOLUTION
STEP=1
SUB =1
TIME=1
SEQV (AVG)
PowerGraphics
EFACET=1
AVPR=Max
DMX =.128678
SMN =.408412
SMX =85.906
- .408412
9.908
19.408
28.907
38.407
47.907
57.407
66.906
76.406
85.906



ANSYS 5.4
JAN 28 2003
13:53:38
NODAL SOLUTION
STEP=1
SUB =1
TIME=1
SEQV (AVG)
DMX =.063563
SMN =.536E-05
SMX =113.791
- .536E-05
12.643
25.287
37.93
50.574
63.217
75.86
88.504
101.147
113.791

Figura 2 - Mapa geral das tensões dos modelos, sob força vertical.

Quadro 3 - Valores máximos das tensões, em MPa, das diferentes estruturas que compõem os modelos, em todas as situações de força

Modelos / Estruturas	Modelo B			Modelo C		
	0° (vertical)	45° (MD)	45° (DM)	0° (vertical)	45° (MD)	45° (DM)
Osso Cortical	85,906	119,115	124,261	30,362	46,514	54,502
Osso Esponjoso	13,922	17,592	22,749	8,085	9,551	8,528
Ligamento Periodontal	17,860	6,260	24,424	5,183	2,066	8,244
Implante	-	-	-	113,791	153,447	75,343

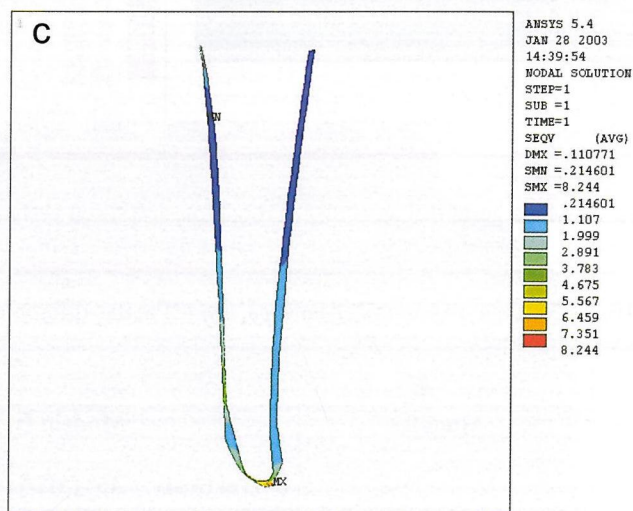
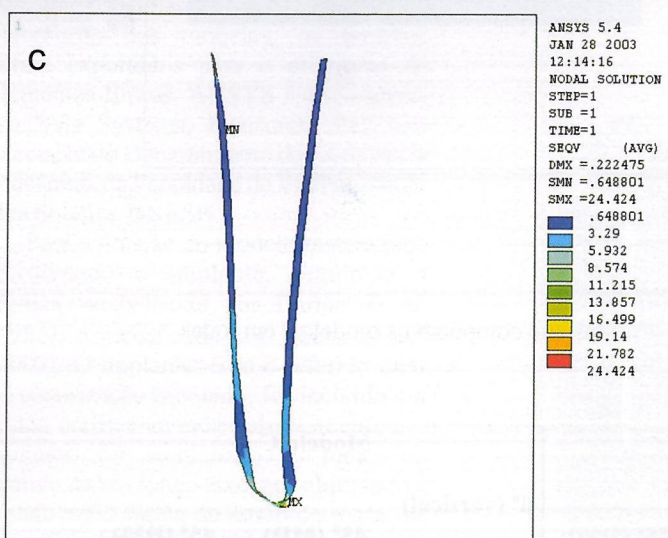
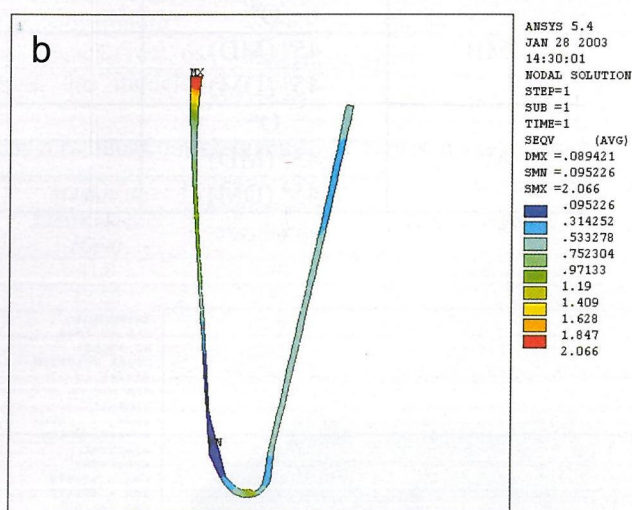
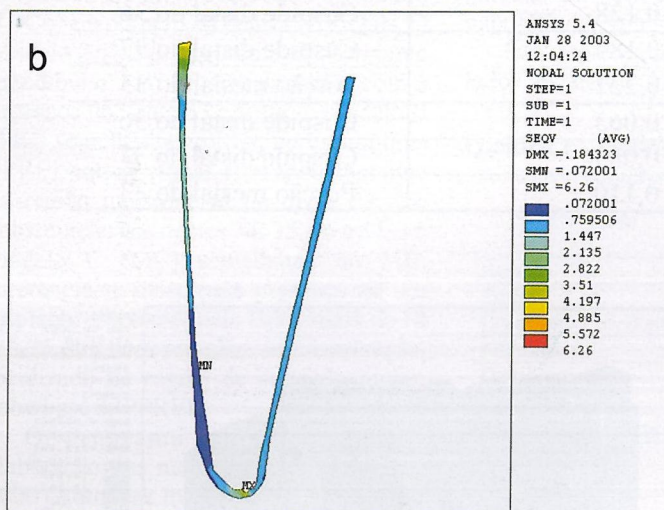
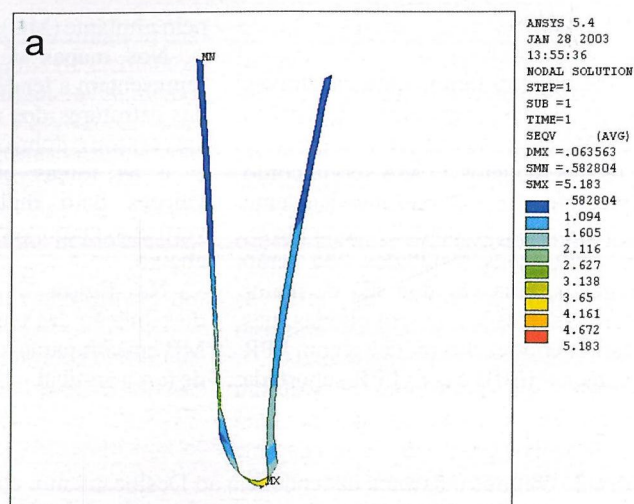
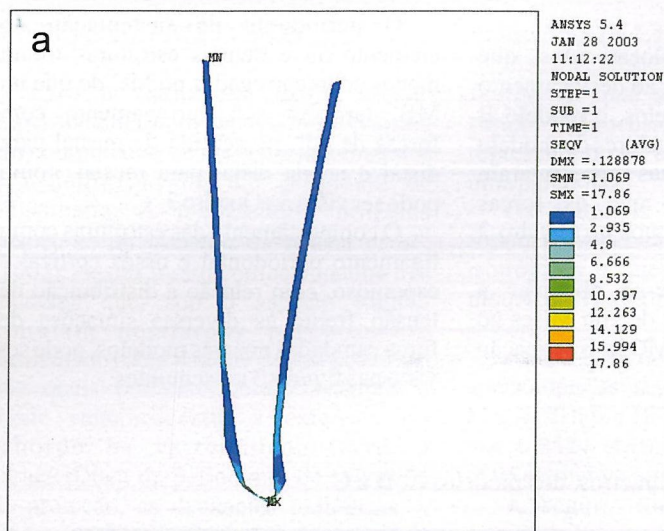


Figura 3 - Distribuição das tensões de von Mises, no ligamento periodontal (MB), sob força vertical (a), 45° de mesial para distal (b) e 45° de distal para mesial (c).

Figura 4 - Distribuição das tensões de von Mises, no ligamento periodontal (MC), sob força vertical (a), 45° de mesial para distal (b) e 45° de distal para mesial (c).

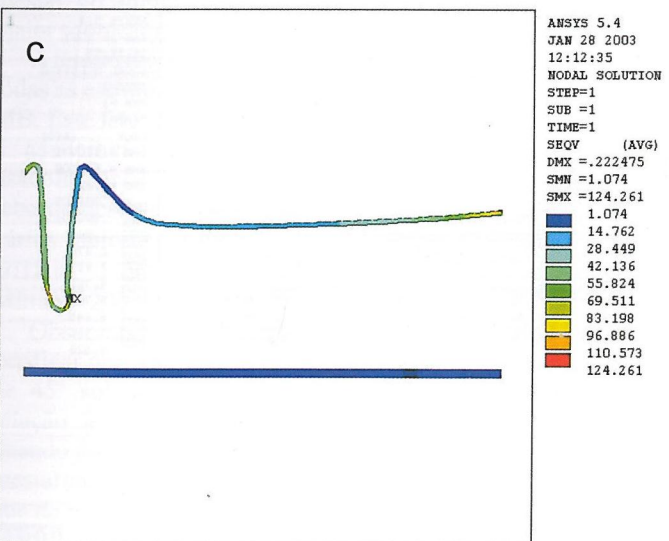
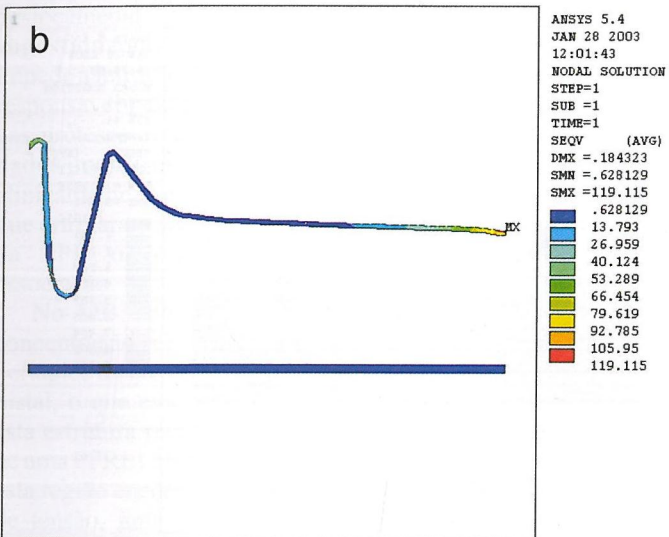
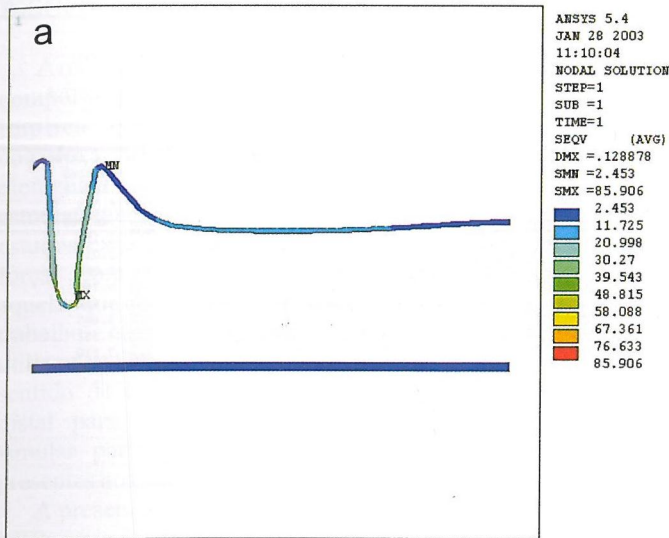


Figura 5 - Distribuição das tensões de von Mises, no osso cortical (MB), sob força vertical (a), 45° de mesial para distal (b) e 45° de distal para mesial (c).

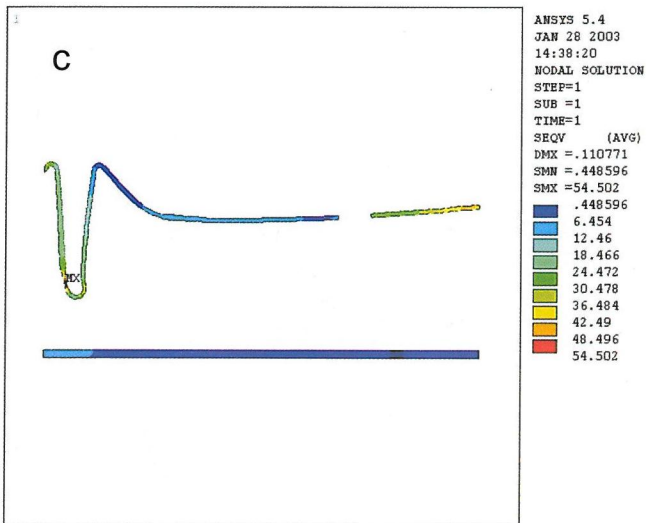
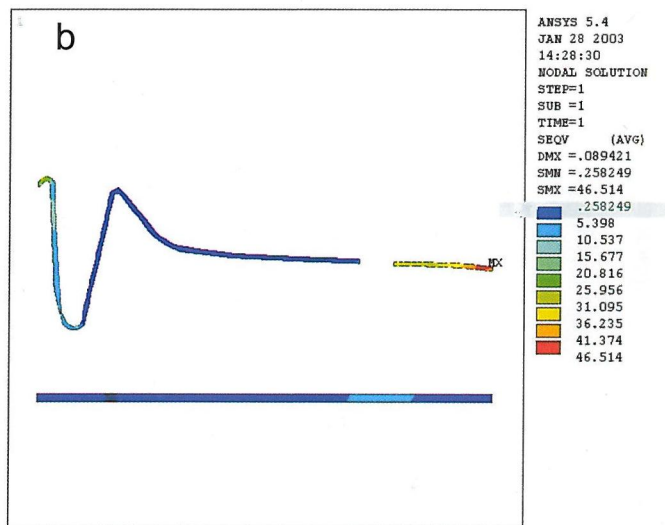
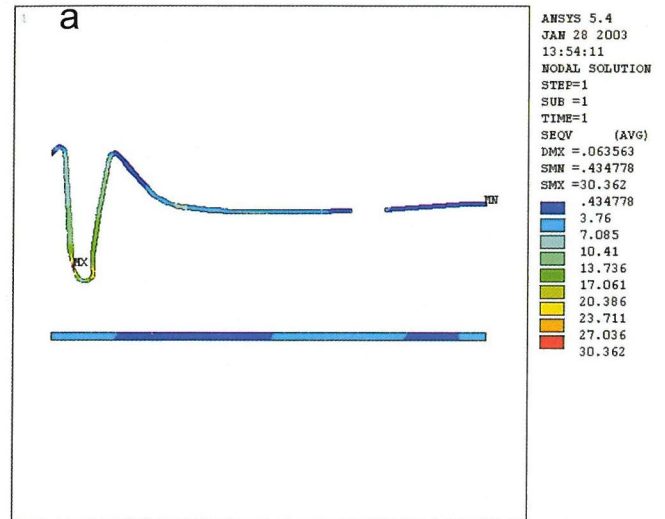


Figura 6 - Distribuição das tensões de von Mises, no osso cortical (MC), sob força vertical (a), 45° de mesial para distal (b) e 45° de distal para mesial (c).

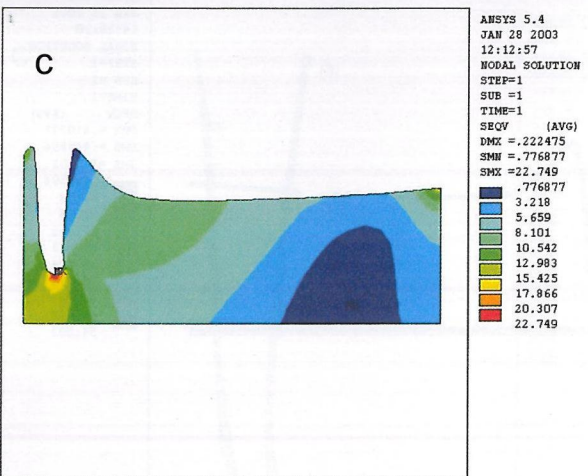
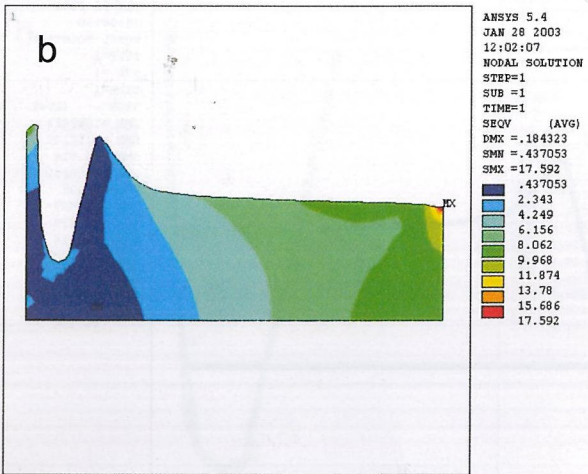
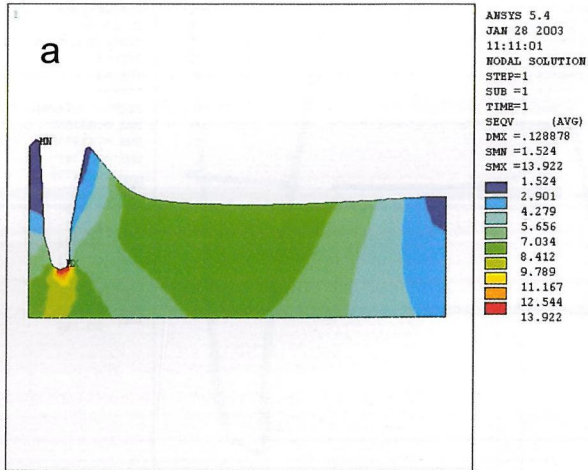


Figura 7 - Distribuição das tensões de von Mises, no osso esponjoso (MB), sob força vertical (a), 45° de mesial para distal (b) e 45° de distal para mesial (c).

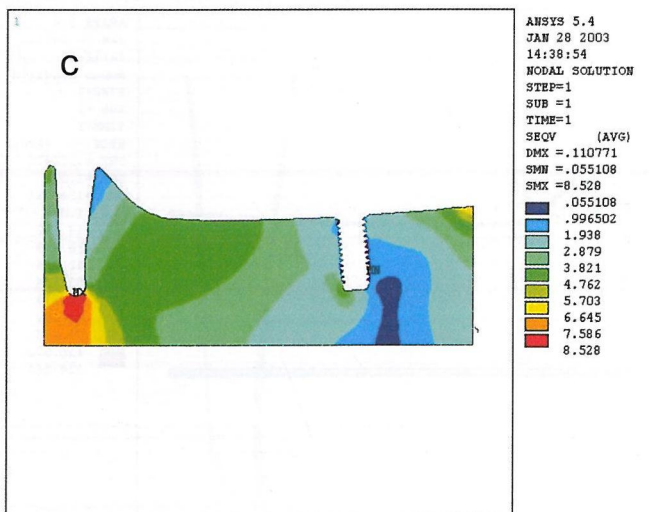
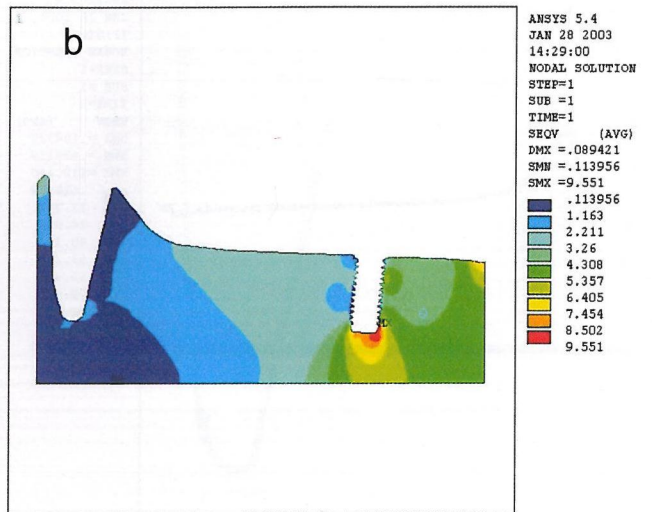
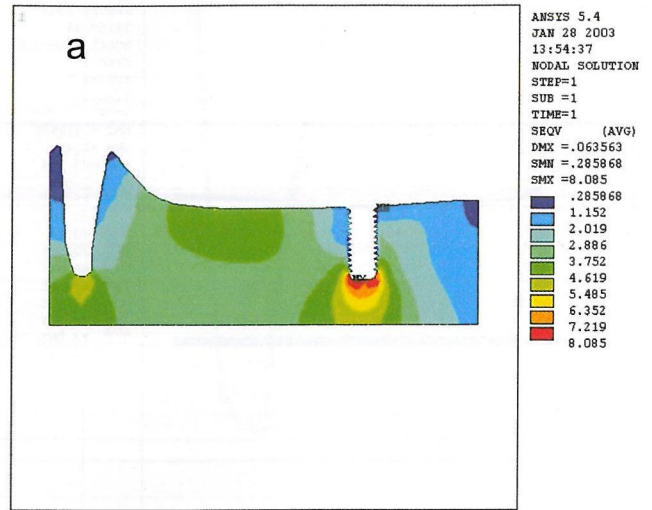


Figura 8 - Distribuição das tensões de von Mises, no osso esponjoso (MC), sob força vertical (a), 45° de mesial para distal (b) e 45° de distal para mesial (c).

DISCUSSÃO

A realização de estudos que simulam o comportamento das estruturas bucais implica em uma análise bastante complexa devido às características dos elementos que compõem o sistema estomatognático. Não raramente, estes estudos estão associados à aplicação de forças com a intenção de representar aquelas que ocorrem na mastigação. Neste trabalho, além da força vertical (0°) utilizou-se forças oblíquas de 45°, tanto no sentido de mesial para distal como de distal para mesial, com o intuito de simular parte das forças mastigatórias presentes nos hábitos funcionais.

A presença do implante sob a base da PPR minimizou a tendência de deslocamento das estruturas no MC, sugerindo que este dispositivo impede a intrusão da PPR na fibromucosa, responsável pelo movimento de alavanca das próteses de extremidade livre. Estes dados confirmam suposições feitas clinicamente por Keltjens *et al*⁷ (1993), que afirmaram ser a estabilização vertical da PPR o principal objetivo desta associação.

No MB, sob força vertical, a maior concentração de tensão localiza-se no periápice do elemento 33, no osso cortical distal, o que evidencia a sobrecarga que esta estrutura recebe quando da presença de uma PPREL. Em contrapartida, no MC, esta região encontra-se praticamente livre de tensão, uma vez que o terço médio mesial do implante é que concentra a maior sobrecarga.

A tensão registrada no MC é menor em todas as estruturas, quando comparado ao MB. Este fato isoladamente já justificaria a associação da PPR ao implante osseointegrado na porção distal do rebordo desdentado e está de acordo com vários autores (Keltjens *et al*⁷ 1993; Giffin⁵ 1996; McAndrew¹¹ 2002; Mitrani¹³ 2003; Kuzmanovic *et al*¹⁰ 2004).

Observando os modelos, é possível verificar que a aplicação da força oblíqua de 45° solicita mais as estruturas, em relação à força vertical e, ainda, que quando aplicada no sentido de distal para mesial causa maiores valores de tensão, do que de mesial para distal. Inam & Kesim⁶ (1999), apesar de utilizarem a fotoelasticidade como método de análise, observaram que forças oblíquas de 45° causaram tensões maiores que as verticais, quando foram aplicadas sobre próteses parciais fixas

implantossuportadas, tendo como material da superfície oclusal resina composta ou liga de níquel-cromo. Pellizzer¹⁵ (2006), também observou que as forças oblíquas acentuaram a intensidade das tensões de von Mises, em comparação à força vertical.

O fato das forças oblíquas, de distal para mesial, causarem tensões maiores sobre o dente natural e suas estruturas de suporte pode ser explicado em decorrência de que toda a força é direcionada sobre tais estruturas, sem ser compartilhada com o implante que, nesta situação, age apenas como apoio, não impedindo a movimentação da PPR para mesial, ou seja, em direção ao dente suporte.

Analisando-se os valores das tensões de von Mises para o ligamento periodontal (figuras 3 e 4) é possível verificar que a presença do implante é responsável pelo alívio desta estrutura, comparando-se com o MB, com PPR convencional, em todos os carregamentos, o que contraria o encontrado por Rocha *et al*¹⁶ (2003), provavelmente devido ao fato de seu trabalho ter utilizado somente carregamento vertical.

O ligamento periodontal e os ossos cortical e esponjoso apresentam valores de tensão menores, em todas as situações de carregamento, no MC em comparação ao MB, sem o implante, como pode ser visto nas figuras 3 a 8. Deste modo, considerando-se as situações de força estudadas, observa-se valores de tensão menores para o dente suporte e seu periodonto, levando-nos a concluir que a presença do implante associada à PPR promove alívio do dente suporte.

Apesar das dificuldades encontradas no tratamento com PPR, ele ainda é essencial em muitas situações clínicas, nas quais a confecção de uma prótese parcial fixa, suportada por dentes e/ou implantes, não é possível (Giffin⁵ 1996). Assim, a colocação de um suporte posterior, na região do rebordo desdentado, pode trazer melhorias para a qualidade de vida dos pacientes, uma vez que a presença do implante impediria a intrusão da PPR na fibromucosa, garantindo maior estabilidade e conforto, além de preservar os dentes suportes e promover maiores valores de força de mordida (Keltjens *et al*⁷ 1993; Giffin⁵ 1996; McAndrew¹¹ 2002; Mitrani *et al*¹³ 2003). Os resultados deste estudo confirmam essas suposições clínicas, já que se pode observar o alívio do dente e

das estruturas de suporte, quando da presença do implante no MC.

Apesar do crescente interesse na associação da PPR com os implantes, faz-se necessário a realização de investigações futuras abordando este tema, para que estes resultados sejam confirmados, possibilitando, assim, a criação de uma base científica precisa para o tratamento dos pacientes que necessitam deste tipo de prótese.

CONCLUSÃO

Com base na metodologia empregada e nos resultados obtidos, foi possível concluir que:

1. A tendência de deslocamento no modelo com a PPR apoiada sobre implante é menor que no modelo com a prótese somente;
2. As forças oblíquas de 45° promovem uma tendência de deslocamento e valores de tensão maiores que a força vertical;
3. A força oblíqua de 45° no sentido de mesial para distal gera valores de tensão menores que a de distal para mesial;
4. A presença do implante sob a base da PPR promove alívio do dente suporte.

SUMMARY

The association among the removable partial dentures and the osseointegrated implants is still a non very explored option of treatment in the modern prosthetic dentistry. Because of this, the objective of this study is to evaluate, using the two-dimensional finite element analysis, the tension distribution in the support structures of the distal extension removable partial denture (RPD) associated with a 10.0 x 3.75 mm osseointegrated implant (Branemark System), located in the posterior area of the toothless alveolar edge, acting as support for the prosthesis base. Then, three plane strain models were created, represented in sagittal cut: Model A (MA) - hemiarc containing the natural tooth 33 and the toothless alveolar edge; Model B (MB) - similar to MA, with a conventional RPD substituting the absent teeth; Model C (MC) - similar to the previous, with an implant in the posterior area of the edge, under the denture base. With the aid of the finite element program ANSYS 5.4, the models were loaded with vertical and 45° inclined forces, in both mesial and distal

sides, with 50 N, on each peak point. The analysis of the tensions map allowed to conclude that: 1) the displacement tendency in the model with the RPD supported by the implant is smaller than the model with prosthesis only; 2) the oblique forces of 45° promote a displacement tendency and larger tension values than the vertical force; 3) the mesial to distal 45° oblique force generates smaller tension values than the one of distal to mesial and 4) the presence of the osseointegrated implant, under the denture base, promotes relief to the support tooth.

UNITERMS

Removable partial denture, Dental implant, Finite element analysis, Bite force.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Darbar UR, Huggett R, Harrison A et al. Finite element analysis of stress distribution at the tooth-denture base interface of acrylic resin teeth debonding from the denture base. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1995dec;74(6):591-4.
2. Eliason CM. RPA clasp design for distal-extension removable partial dentures. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1983jan;49(1):25-7.
3. Farah JW, Craig RG, Meroueh KA. Finite element analysis of a mandibular model. *Journal of Oral Rehabilitation* 1988nov;15(6):615-24.
4. Geng JP, Tan KBC, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2001june;85(6):585-98.
5. Giffin KM. Solving the distal extension removable partial denture base movement dilemma: A clinical report. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1996oct;76(4):347-9.
6. Inan Ö, Kesim B. Evaluation of the effects of restorative materials used for occlusal surfaces of implant-supported prostheses on force distribution. *Implant Dentistry* 1999sept;8(3):311-6.
7. Keltjens HMAM, Käyser AF, Hertel R et al. Distal extension removable partial dentures supported by implants and residual teeth: considerations and case reports. *International Journal of Oral Maxillofacial Implants* 1993mar/apr;8(2):208-13.
8. Ko CC, Chu CS, Chung KH et al. Effects of posts on dentin stress distribution in pulpless teeth. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1992sept;68(3):421-7.
9. Kratochvil FJ. Influence of occlusal rest position and clasp design on movement of abutment teeth. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1963jan;13(1):114-24.
10. Kuzmanovic DV, Payne AGT, Purton DG. Distal implants to modify the Kennedy classification of a removable partial denture. A clinical report. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2004july;92(1):8-11.
11. McAndrew R. Prosthodontic rehabilitation with a swing-lock removable partial denture and a single osseointegrated implant: a clinical report. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2002aug;88(2):128-31.
12. Meijer HJA, Kuiper JH, Starmans FJM et al. Stress distribution around dental implants: influence of superstructure, length of implants, and height of mandible. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1992july68(1):96-102.
13. Mitrani R, Brudvik JS, Phillips KM. Posterior implants for distal extension removable prostheses: a retrospective study. *International Journal Periodontics Restorative Dentistry* 2003aug;23(4):353-9.
14. Pellizzer EP, Luersen MA, Rocha EP. Finite element analysis of masticatory force in distal extension removable partial denture associated with an implant. *Journal of Dental Research* 2003;82 (Spec Iss B), B-254.
15. Pellizzer EP. Influência do sistema de retenção entre um implante osseointegrado e uma prótese parcial removível. Estudo através do Método dos Elementos Finitos. [Tese de Livre Docência]. Araçatuba: Faculdade de Odontologia UNESP; 2006. 249p.
16. Rocha EP, Luersen MA, Pellizzer EP et al. Distal extension removable partial denture associated with an osseointegrated implant. Study by the finite element method. *Journal of Dental Research* 2003; 82 (Spec Iss B), B-254.
17. Sato Y, Tsuga K, Abe Y et al. Finite elements analysis on preferable I-bar clasp shape. *Journal of Oral Rehabilitation* 2001may;28(5):413-7.
18. Sertgöz A, Güvener S. Finite element analysis of the effect of cantilever and implant length on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1996aug;76(2):165-9.
19. Todescan R, Silva EEB, Sival OJ. Atlas de Prótese Parcial Removível. São Paulo, Santos 1996. Cap.16: A prótese parcial removível e os implantes osseointegrados.
20. Widmork G, Haraldson T, Kahnberg E. Functional evaluation after TMJ surgery. *Journal of Oral Rehabilitation* 1995aug;22(8):589-93.
21. Williams DF. Biocompatibility of clinical implant materials. CRC Press, Boca Raton, Fla.; 1981.

AUTOR RESPONSÁVEL

Liliana Vicente Melo de Lucas
Rua T-48 n° 395, apto.1802, Setor Bueno
Goiânia - Go. CEP: 74210-190
Telefone: (62)3285-6531/ 9977-7181
E-mail: lvmlucas@uol.com.br

Recebido para publicação: 10/03/2008
Aceito para publicação: 08/05/2008