

Influência do formato do rebordo alveolar sagital em reabilitações com associação de prótese parcial removível de extremidade livre e implante ósseo integrado

REZENDE, Liliana Vicente de Lucas; PELLIZZER, Eduardo Piza; VERRI, Fellippo Ramos; PEREIRA, João Antônio; REZENDE, Rodrigo Marinho de Oliveira. **Influência do formato do rebordo alveolar sagital em reabilitações com associação de prótese parcial removível de extremidade livre e implante ósseo integrado.** Oral Sci., Jan/Dez. 2011, vol. 3, no. 1, p. 12-20.

RESUMO: A associação de extensão distal utilizando uma prótese parcial removível inferior com um implante osseointegrado é uma opção de tratamento, mas ainda totalmente explorado pela moderna odontologia reabilitação. O objetivo deste estudo foi avaliar, por meio do método de elementos finitos bidimensional, a distribuição de tensão nas estruturas de apoio à extensão distal prótese parcial removível (PPREL), associada a uma 10,0 x 3,75 mm implante osseointegrado com um sistema de retenção ERA, em rebordos alveolares de diferentes formas. Oito modelos foram criados, o que representa, do ponto de vista sagital: Modelo A (MA) - uma metade do arco com uma aresta horizontal, sem apoio posterior, com a presença do canino inferior esquerdo, e uma PPREL convencional com suporte metálico na incisal deste canino, como substituição para o primeiro e segundo pré - molares e os primeiros e segundos molares de metade inferior do arco da esquerda; Modelo B (MB) - semelhante ao MA, mas diferente por causa da presença de 3,75 x 10,00 milímetros implante com um sistema de retenção ERA associado na região posterior da base da PPREL; Modelo C (MC) - semelhante ao MA, porém com um formato cume ascendente distal; Modelo D (MD) - semelhante ao MC, mas diferente porque há um implante associado a um sistema de retenção; Modelo E (Me) - semelhante ao MA, no entanto, com um formato de cume distalmente descendente; Modelo F (MF) - similar ao ME, mas diferente no sentido em que existe uma implante com um sistema de retenção de EEI associado; modelo G (MG) - semelhante ao MA, no entanto, com um formato distalmente ascendente - descendente cume; Modelo H (MH) - semelhante ao MG, mas diferente no sentido em que há um implante com um associada sistema de retenção ERA . O programa de elementos finitos ANSYS 9.0 foi usado para carregar os modelos com forças verticais de 50 N em cada ponta de cúspide. O formato da borda descendente distal (ME e MF) foi que apresentou piores resultados, por isso, os modelos com PPR convencional, como nos modelos com RPD associada ao implante e sistema ERA de retenção, para as estruturas da mucosa gengival e suporte do dente. O rebordo distal descendente apresentou estresse mais significativa no modelo com o RPD convencional (ME) ou com uma prótese associada a um implante (MF) e 2) o rebordo horizontal (MB) forneceu mais alívio as estruturas de suporte , tais como o dente e o osso esponjoso , quando havia um implante associado a um sistema de retenção de EEI. A incorporação de implantes com o sistema de retenção de ARA, na zona posterior do rebordo, promoveu a estabilidade e maior retenção de PPREL, melhorando a ação de mastigação do paciente e, conseqüentemente, o seu conforto e função.

PALAVRAS-CHAVE – PPR; rebordo alveolar; implante; reabilitação.

Liliana Vicente Melo de Lucas
REZENDE¹

Eduardo Piza PELLIZZER²

Fellippo Ramos VERRI²

João Antônio PEREIRA*³

Rodrigo Marinho de Oliveira

REZENDE⁴

¹Professora Adjunta do Departamento de Odontologia, Faculdade de Ciências da Saúde da Universidade de Brasília, UnB.

² Professores do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese da Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP, Araçatuba – SP.

³ Professor Adjunto do Departamento de Engenharia Mecânica da Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira – UNESP, Ilha Solteira – SP.

⁴ Professor da Faculdade de Odontologia de Anápolis – UniEvangélica.

Recebido. 30 de Janeiro de 2011
Aceito. 12 de Abril de 2011

Introdução

A Prótese Parcial Removível (PPR) possui papel essencial no tratamento de pacientes parcialmente desdentados, que apresentam espaços edêntulos extensos, ou ainda, que não possuem suporte dental posterior (Classes I e II de Kennedy).

Pelo fato de utilizar tipos de suporte diferentes, a prótese parcial removível de extremidade livre (PPREL) exige atenção especial do profissional durante seu planejamento e sua confecção. A diferença do módulo de elasticidade entre a fibromucosa do rebordo parcialmente desdentado e o ligamento periodontal do dente suporte gera um movimento de rotação, com eixo sobre os descansos dos últimos dentes suportes, quando forças de oclusão são aplicadas sobre a base da sela. Esta rotação pode induzir forças horizontais desfavoráveis sobre eles, podendo levar ao aparecimento de inflamação e retração gengival, além do aumento de sua mobilidade (1).

Apesar da dedicação de vários estudiosos em melhorarem o comportamento biomecânico destas próteses (2-6), pode-se observar clinicamente que a PPREL convencional ainda representa um desafio com relação ao tratamento reabilitador.

Mas, atualmente, a possibilidade de associar-se o implante osseointegrado a esta prótese trouxe maiores perspectivas de sucesso ao tratamento reabilitador, uma vez que essa associação promove estabilidade e retenção à prótese e redução da sobrecarga do dente suporte e do rebordo alveolar (7-15) além de promover suporte oclusal estável e redução dos níveis de tensão na ATM (16).

Um caso clínico foi descrito onde um implante IMZ, de 8 x 3,3 mm, com sistema ERA de retenção, foi colocado na região posterior da mandíbula com o objetivo de melhorar o suporte, a estabilidade e a retenção da PPREL. O autor acredita que a colocação de um implante na região posterior, com um intermediário resiliente e retentivo, elimina a maioria dos problemas freqüentemente associados com a PPREL e transforma a prótese dentomucossuportada em uma PPR dentoimplantossuportada (17).

Na área da pesquisa científica, associando a PPREL ao implante osseointegrado, os estudos avaliaram o efeito da incidência de força de mordida oblíqua e horizontal, observando ser a primeira mais deletéria ao dente suporte (14) e também avaliaram o comportamento biomecânico desta prótese associada a um implante na região de segundo molar inferior, com diferentes sistemas de retenção. Os autores observaram que os sistemas do tipo ERA e o anel possibilitaram baixos valores de tensão de Von Mises (15).

Entretanto, o rebordo residual participa da distribuição das cargas assim como o dente suporte. Desta maneira, seus diferentes formatos anatômicos apresentam importante relação com a biomecânica das PPRELs, podendo interferir na estabilidade da prótese e na distribuição das forças mastigatórias. Assim, já em 1937, Elbrecht (apud 18) mostrou preocupação com a influência dos rebordos residuais no tratamento com PPREL e descreveu quatro tipos de formatos básicos que esta estrutura pode apresentar

no plano sagital: horizontal, descendente distal, ascendente distal e descendente-ascendente. Por meio de um estudo laboratorial, os autores analisaram o efeito da inclinação sagital do rebordo residual, durante o carregamento uni e bilateral de forças verticais e oblíquas, sobre o movimento do dente suporte adjacente ao espaço protético e observaram que a angulação do rebordo residual, no plano sagital, altera a direção e a magnitude do movimento do dente suporte (19).

Ainda hoje, a literatura respalda-se nesta classificação para tecer considerações sobre o prognóstico do tratamento com PPREL, diante das situações clínicas que o rebordo parcialmente desdentado assume. Assim, o rebordo horizontal é avaliado como favorável, uma vez que haveria uma distribuição equânime das cargas mastigatórias e os rebordos inclinados (ascendente distal, descendente distal ou descendente-ascendente) facilitariam a decomposição das forças, gerando resultantes horizontais e oblíquas, que comprometeriam a integridade dos dentes suportes e do rebordo alveolar (1, 18, 20).

Uma vez que a análise da distribuição das forças no interior do tecido ósseo fica comprometida clinicamente, a utilização de recursos computacionais, como o Método dos Elementos Finitos (MEF), pode ser considerada bastante eficiente. Esta ferramenta computacional foi adaptada da área da engenharia para a biomecânica dos implantes e das próteses dentais (21) e tem se mostrado bastante eficaz para examinar complexos comportamentos mecânicos de próteses e estruturas circunvizinhas, sujeitas às forças similares às oclusais, que são difíceis de serem determinadas de outra maneira.

Desta forma, este trabalho tem como objetivo analisar, utilizando o MEF bidimensional, a influência do formato do rebordo alveolar no plano sagital, na distribuição interna das tensões geradas durante a associação da PPREL ao implante osseointegrado, com sistema de retenção tipo ERA.

Material e Método

Foram confeccionados quatro modelos de elementos finitos, com características bem próximas da realidade, representados por uma hemiarcada mandibular com a presença do canino inferior esquerdo e uma PPREL com apoio incisal metálico, substituindo os primeiros e segundos pré-molares e molares. Cada modelo representou um formato do rebordo, no plano sagital, a saber: horizontal, ascendente distal, descendente distal e descendente-ascendente. Da mesma maneira, outros quatro modelos esquemáticos foram confeccionados, entretanto, um implante Branemark (Nobel Biocare AB, Gotemburgo, Suécia) de 3,75 x 10,00 mm, verticalizado a 0°, com sistema de retenção ERA RV (Sterngold-Implamed, São Paulo, Brasil) foi incorporado na região posterior da base da PPREL (Tabela 1).

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 9.0 (Swanson Analysis Systems, Houston, Pa). Esse programa toma um problema complexo e o subdivide em vários outros (elementos de forma geométrica pré-determinada), resolvendo-os e combinando-os, adequadamente, a fim de oferecer a solução para todo o

conjunto (20).

A mandíbula foi representada por um bloco envolvendo o dente suporte e as dimensões das estruturas, como osso cortical, ligamento periodontal, fibromucosa, inserção conjuntiva e epitélio juncional, foram baseadas na literatura específica e estão apresentadas na Tabela 2.

Tabela 1 – Lista dos modelos elaborados no trabalho

Modelos	Descrição
Modelo A (MA)	Com rebordo horizontal e PPREL convencional
Modelo B (MB)	Com rebordo horizontal e PPREL associada ao implante
Modelo C (MC)	Com rebordo ascendente distal e PPREL convencional
Modelo D (MD)	Com rebordo ascendente distal e PPREL associada ao implante
Modelo E (ME)	Com rebordo descendente distal e PPREL convencional
Modelo F (MF)	Com rebordo descendente distal e PPREL associada ao implante
Modelo G (MG)	Com rebordo descendente-ascendente e PPREL convencional
Modelo H (MH)	Com rebordo descendente-ascendente e PPREL associada ao implante

Tabela 2 – Dimensões, em milímetros, do osso cortical, ligamento periodontal, fibromucosa, inserção conjuntiva e epitélio juncional

Autor	Estrutura	Dimensão (mm)
Lacerda (1999)	Osso Cortical	0,50
Coolidge (1937)	Ligamento Periodontal	0,25
Rebóssio (1963)	Fibromucosa	1,00
Gargiulo et al. (1961)	Inserção Conjuntiva	1,00
Gargiulo et al. (1961)	Epitélio Juncional	1,00

Tabela 3 – Dimensões dos dentes 33, 34, 35, 36 e 37, em milímetros, de acordo com valores estabelecidos por Figún (1986)

Dimensões	Dentes				
	33	34	35	36	37
Distância méso-distal da coroa	6,9	6,9	7,3	11,2	10,7
Altura da coroa	10,3	–	–	–	–
Raiz	15,3	–	–	–	–
Comprimento total	25,3	–	–	–	–

Tabela 4 – Características dos modelos após a geração da malha de elementos finitos

Modelo A	4571 nós e 2199 elementos
Modelo B	6586 nós e 3157 elementos
Modelo C	4616 nós e 2221 elementos
Modelo D	6629 nós e 3176 elementos
Modelo E	4591 nós e 2206 elementos
Modelo F	6639 nós e 3174 elementos
Modelo G	4710 nós e 2265 elementos
Modelo H	6706 nós e 3215 elementos

Tabela 5 – Propriedades mecânicas dos elementos que compõem os modelos

Estrutura	Módulo de Elasticidade E (GPa)	Coefficiente de Poisson (ν)	Fonte
Esmalte	41,0	0,30	Ko et al. (1992)
Dentina	18,60	0,31	Farah et al. (1988)
Ligamento Periodontal	0,0689	0,45	Farah et al. (1988)
Fibromucosa	0,68	0,45	Ko et al. (1992)
Ossos Corticais	13,70	0,30	Sertgoz e Guvener (1996)
Ossos Esponjosos	1,37	0,30	Sertgoz e Guvener (1996)
Implante (Ti)	103,40	0,35	Meijer et al. (1992)
Sistema ERA (Ti)	103,40	0,35	Meijer et al. (1992)
Cápsula de Nylon	2,4	0,39	www.mse.cornell.edu
Estrutura de CoCr	185,00	0,35	Williams (1981)
Resina Acrílica	8,30	0,28	Darbar et al. (1995)
Dentes Artificiais	8,30	0,28	Darbar et al. (1995)

As dimensões dos dentes 33, 34, 35, 36, 37 foram registradas de acordo com os dados presentes na Tabela 3. Vale ressaltar que as propriedades mecânicas dos dentes artificiais foram consideradas idênticas às da base de resina acrílica, formando com esta uma estrutura única e, deste modo, apenas a distância coronária dos dentes artificiais, no sentido médio-distal, foi registrada.

As dimensões da estrutura metálica da PPR foram padronizadas após mensurações de uma estrutura metálica aleatória, em 5 pontos distintos, utilizando-se um paquímetro digital. Foram obtidos valores médios de 0,8 mm de espessura na extensão da estrutura metálica e de 2,0 mm para o apoio disto-incisal. A PPR apresentou quatro dentes artificiais de resina acrílica (dentes 34, 35, 36, 37) unidos à base de resina, que abrangeu toda a extensão referente à fibromucosa, incluindo a malha de retenção e o conector menor.

Para a confecção do modelo matemático representativo do implante, seguiu-se a técnica estabelecida por Darbar et al. (25) com modificações. Assim, o implante e o sistema de retenção foram incluídos em resina acrílica ativada quimicamente (Ortoclas, Artigos Odontológicos Clássico Ltda). Após acabamento e polimento criteriosos do bloco acrílico, o mesmo foi seccionado ao meio, no seu longo eixo, em uma máquina recortadora (Isomet 1000 Precision Saw, Buehler, Lake Bluff, IL, USA), utilizando um disco diamantado. Este procedimento permitiu a visualização direta do passo de rosca, da superfície interna e da adaptação entre os componentes. Com o auxílio de um scanner de mesa (Hewlett Packard psc 1315 all-in-one) o bloco foi digitalizado e exportado para o programa de desenho gráfico AutoCAD 2000 (Autodesk Inc., USA).

Tabela 6 – Valores mínimos e máximos (em MPa) da tensão de von Mises das diferentes estruturas dos modelos A, B, C, D, E, F, G e H

		Osso Cortical	Osso Esponjoso	Fibromucosa	Dente	Sistema de Retenção	Implante
MA	Mín	1,748	1,175	0,21587	1,188	–	–
	Máx	57,472	17,715	7,738	62,154	–	–
MB	Mín	0,841719	0,460901	0,469314	1,043	2,854	0,048498
	Máx	55,296	20,487	9,347	62,187	117,636	140,323
MC	Mín	1,177	0,706559	0,271253	0,467217	–	–
	Máx	55,633	16,728	9,094	54,399	–	–
MD	Mín	1,461	0,445578	0,216551	0,745737	3,64	0,049789
	Máx	54,956	22,405	9,878	59,643	125,976	144,703
ME	Mín	1,415	1,143	0,007368	0,648685	–	–
	Máx	57,42	17,972	9,872	62,658	–	–
MF	Mín	1,039	0,491321	0,031393	1,048	2,895	0,032256
	Máx	54,982	20,168	11,498	61,491	114,05	148,153
MG	Mín	1,003	0,735305	0,265273	0,462106	–	–
	Máx	50,965	16,116	8,686	57,394	–	–
MH	Mín	0,34692	0,469299	0,259531	0,904693	3,43	0,037103
	Máx	51,157	20,385	10,956	61,283	111,43	130,833

Os modelos criados no programa AutoCAD 2000 foram exportados para o programa de elementos finitos ANSYS 9.0 para determinação das regiões e geração da malha de elementos finitos. Para a geração dessa malha, utilizou-se o elemento sólido bidimensional PLANE 2, que apresenta 6 nós e 3 arestas, descrevendo uma parábola. Assim, após a geração da malha, cada modelo apresentou as características que podem ser vistas na tabela 4. A seguir, foram incorporadas as propriedades mecânicas de cada estrutura, listadas na Tabela 5.

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

O carregamento foi realizado com aplicação de forças verticais de 50 N, nas pontas de cúspide dos dentes naturais e artificiais simulados, as quais foram fracionadas em cinco pontos de 10 N.

Resultados

Os valores máximos e mínimos da tensão de Von Mises das estruturas de interesse, que resultaram do

carregamento vertical dos modelos esquemáticos estão ilustrados na Tabela 6.

As figuras 1 a 8 ilustram o padrão de distribuição das tensões de von Mises, nos quatro formatos de rebordo alveolar distal, para o osso esponjoso. Nesta estrutura, o padrão de distribuição das tensões é mais fácil de ser visualizado, devido a mesma apresentar uma área maior que as demais estruturas.

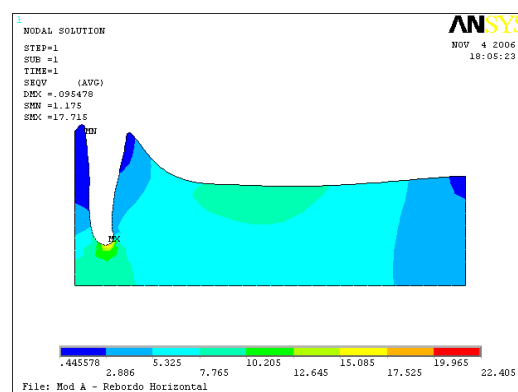


Figura 1 – Mapa de tensões do osso esponjoso do MA

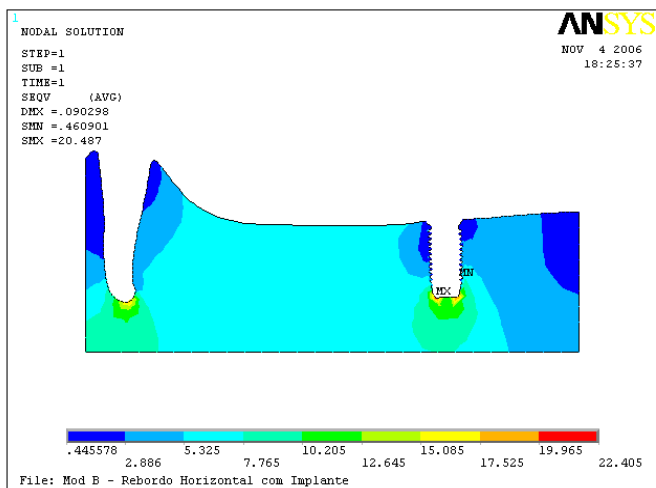


Figura 2 - Mapa de tensões do osso esponjoso do MB

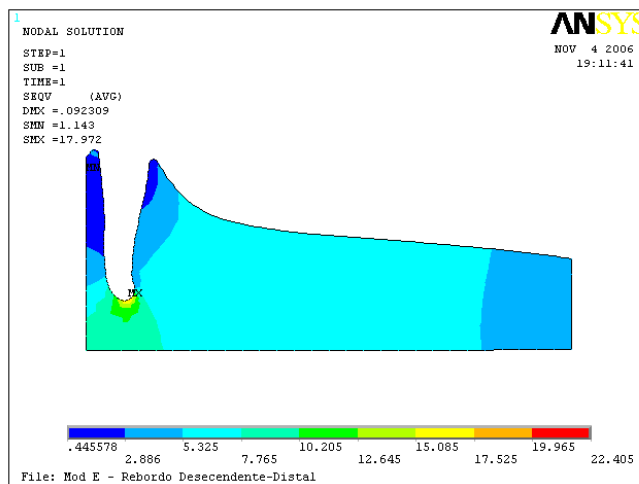


Figura 5 - Mapa de tensões do osso esponjoso do ME

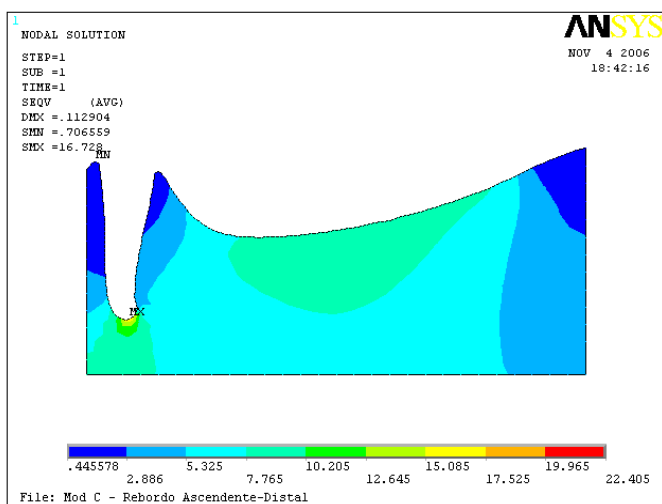


Figura 3 - Mapa de tensões do osso esponjoso do MC

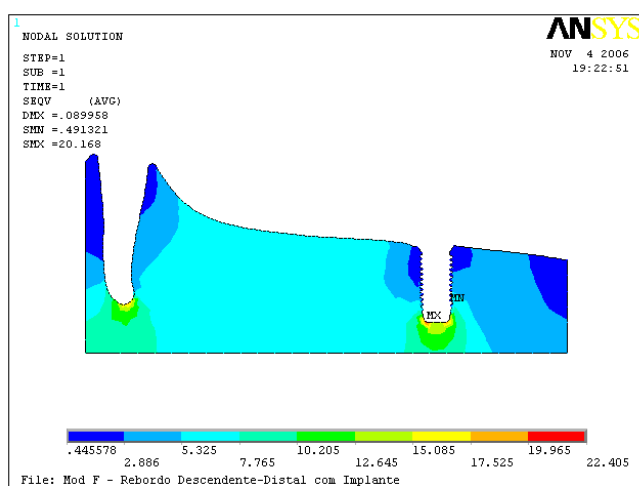


Figura 6 - Mapa de tensões do osso esponjoso do MF

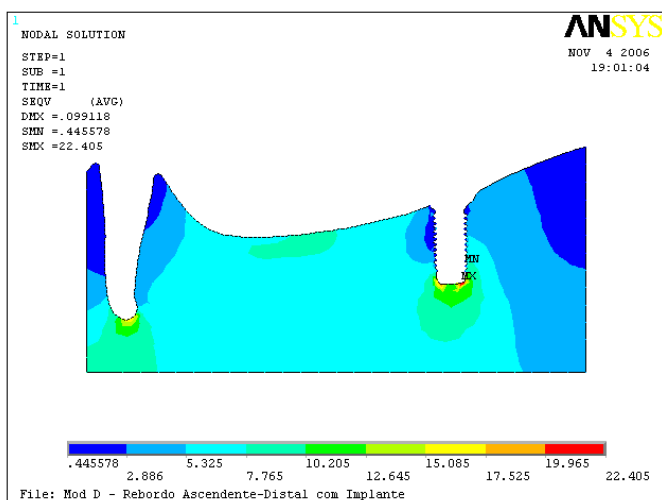


Figura 4 - Mapa de tensões do osso esponjoso do MD

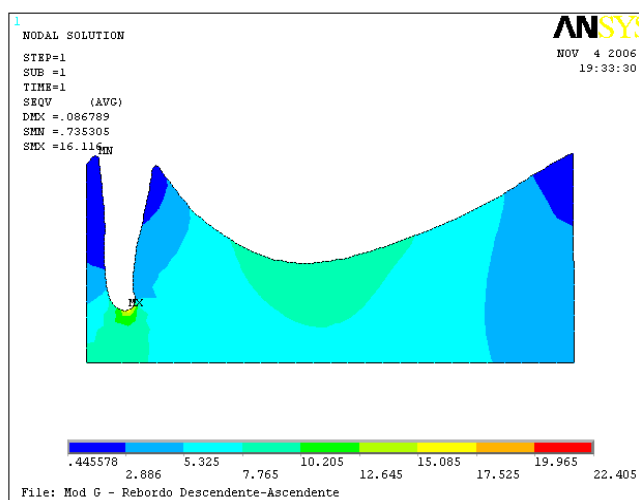


Figura 7 - Mapa de tensões do osso esponjoso do MG

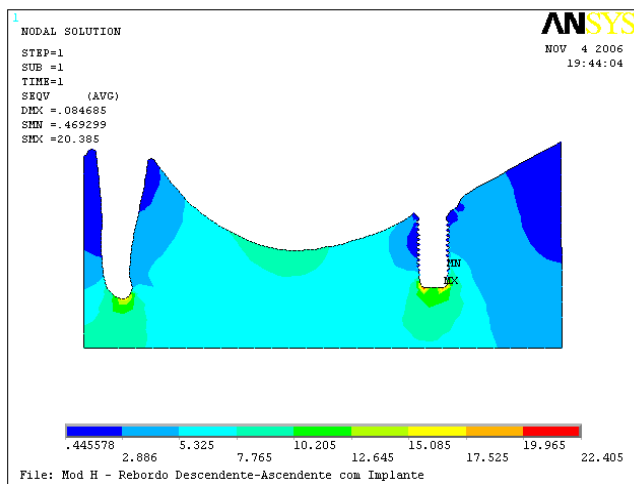


Figura 8 – Mapa de tensões do osso esponjoso do MH

Discussão

As PPRs continuam sendo uma consideração protética essencial em muitos casos de reconstrução oral, especialmente quando o rebordo desdentado posterior necessita ser restaurado. As PPRELs apresentam um grande desafio com relação ao seu desenho. Uma particular preocupação é equilibrar a distribuição das forças a fim de manter o rebordo alveolar e os dentes remanescentes saudáveis e promover ao paciente conforto e melhor função (17). Além do mais, o retorno da estabilidade oclusal, através da instalação de uma PPREL, remove forças indevidas sobre os dentes anteriores e minimiza possíveis migrações dentárias (8), além de minimizar as tensões na região da ATM (16).

Apesar de existirem várias evidências clínicas que favorecem a associação da PPREL ao implante osseointegrado (7-13) são raras as pesquisas científicas que abordam o assunto (14-16).

Preocupado com a distribuição das forças mastigatórias sobre o rebordo alveolar de pacientes parcialmente desdentados com extremidade livre, Elbrecht descreveu os tipos de formatos anatômicos que esta estrutura pode assumir, no plano sagital. Desta época em diante, raros trabalhos de investigação foram realizados para analisar a influência do formato do rebordo distal sobre as estruturas de suporte da PPREL (19), sendo que os livros de PPR abordam o assunto restringindo-se à citação da classificação de Elbrecht e do padrão de distribuição das forças no rebordo, baseados nos conceitos da física (1, 18, 20). Entretanto, pode-se observar, clinicamente, que o rebordo residual, sob a base da PPREL convencional, sofre constante e progressiva reabsorção, que se torna acentuada quando há excessiva concentração de cargas oclusais e quando sua distribuição ocorre de maneira irregular e não homogênea, por toda a extensão do rebordo remanescente (4). Desta forma, torna-se importante o estudo da influência do formato do rebordo, durante a reabilitação do paciente parcialmente desdentado, portador de PPR implantossuportada.

Analisando-se a Tabela 6, observa-se que o formato de rebordo descendente distal (ME e MF) foi o que apresentou piores resultados, tanto nos modelos com PPR convencional como nos modelos com PPR associada ao implante e sistema ERA de retenção, para as estruturas fibromucosa e dente suporte, o que justifica os achados clínicos de autores, que citam ser o rebordo do tipo descendente distal o mais desfavorável devido à decomposição das forças mastigatórias, o que gera uma resultante para distal e provoca a movimentação do dente suporte, vizinho ao rebordo desdentado, para essa mesma direção (1, 20). Vale ressaltar que além de ser o tipo mais desfavorável de rebordo para a reabilitação com PPREL, o rebordo descendente distal apresenta ainda condições mais complexas de indicação do implante em associação com essa prótese, pois se sabe que, devido à sua conformação anatômica, ele apresenta menor altura óssea na região distal, sendo necessária a colocação de um implante de menor comprimento e maior diâmetro, para a região posterior do rebordo (10).

Os mapas de tensões do osso esponjoso permitem maior visibilidade do padrão de distribuição das tensões de Von Mises. Assim, observa-se que nos modelos com PPR convencional (MA, MC, ME e MG) o ponto máximo de tensão localiza-se no ápice do dente suporte (Figuras 1, 3, 5 e 7) e nos modelos com implante e sistema de retenção (MB, MD, MF e MH) o ponto máximo desloca-se para a região do ápice do implante (Figuras 2, 4, 6 e 8). Comparando-se os modelos com PPR convencional, é possível notar que o MC (com rebordo ascendente distal) apresenta grande concentração de tensão na região média do rebordo desdentado, representada pela faixa de 7,765 a 10,205 MPa (Figura 3), seguido pelo MG (Figura 7) e MA (Figura 1), respectivamente. Com a incorporação do implante e seu sistema de retenção, a extensão da área sobrecarregada nesta estrutura diminui substancialmente, nos vários modelos. Analisando-se as figuras 4 e 8 observa-se que o MD (rebordo ascendente distal) e o MH (rebordo descendente-ascendente) apresentam significativa diminuição das tensões internas, representada pela pequena extensão da faixa de 7,765 a 10,205 MPa, em relação à tensão de mesmo valor nos seus respectivos modelos sem implante (MC e MG) (Figuras 3 e 7). O MF (com rebordo descendente distal) foi o menos beneficiado após a incorporação do implante (Figura 6).

O sistema ERA, além de distribuir o estresse de uma forma satisfatória, proporciona ao paciente estética mais favorável e retenção adequada, permitindo o emprego de diferentes níveis de retenção, com fácil manutenção, versatilidade e durabilidade. Certamente, todas estas características influenciaram os autores a utilizarem este sistema nos seus estudos de associação da PPR com implantes osseointegrados (13, 15, 17).

Fica evidente que, devido à carência de pesquisas científicas nesta área, novos estudos devem ser realizados para se analisar a influência dos formatos de rebordo na associação da PPREL com implante e sistema de retenção associado. Com a criação de uma base científica precisa, essa associação poderá beneficiar o grande número de

pacientes parcialmente desdentados, que fazem uso das PPRELs e sofrem com o comportamento biomecânico das mesmas.

Conclusões

O rebordo descendente distal apresentou os maiores valores de tensão no modelo com a PPR convencional (ME) ou associada com implante (MF);

O rebordo horizontal (MB) aliviou mais as estruturas de suporte, como dente e osso esponjoso, quando da presença do implante.

Abstract

REZENDE, Liliana Vicente Melo de Lucas; PELLIZZER, Eduardo Piza; VERRI, Fellippo Ramos; PEREIRA João Antônio; REZENDE, Rodrigo Marinho de Oliveira. **Influence of the shape of the sagittal alveolar ridge in oral rehabilitations with removable partial dentures and implant association.** Oral Sci., Jan/Dez. 2011, vol. 3, no. 1, p. 12-20.

The association of mandibular distal extension removable partial dentures with an osteointegrated implant is a treatment option that hasn't been fully explored by modern rehabilitation dentistry yet. The objective of this study is to evaluate, by means of the bidimensional method of finite elements, the distribution of tension on the structures supporting the distal extension removable partial denture (DERPD), associated to a 10.0 x 3.75 mm osteointegrated implant with an ERA retention system, in alveolar ridges of different shapes. Eight models were created, representing, from a sagittal perspective: Model A (MA) – a half arch with a horizontal ridge without posterior support, with the presence of the lower left canine, and a conventional DERP, with metallic support in the incisal aspect of this canine, as replacement for the first and second pre-molars and the first and second molars of the lower left half arch; Model B (MB) – similar to MA, but different because of the presence of a 3.75 x 10.00 mm implant with an associated ERA retention system in the posterior region of the DERP base; Model C (MC) - similar to MA, however with a distally ascending ridge format; Model D (MD) – similar to MC, but different because there is an implant associated to a retention system; Model E (ME) - similar to MA, however with a distally descending ridge format; Model F (MF) – similar to ME, but different in the sense that there is an implant with an associated ERA retention system; Model G (MG) – similar to MA, however with a distally descending-ascending ridge format; Model H (MH) – similar to MG, but different in the sense that there is an implant with an associated ERA retention system. The finite element program ANSYS 9.0 was used to load the models with vertical forces of 50 N, on each cuspid tip. The format of distal descending edge (ME and MF) was that presented worse results, so in the models with conventional RPD as in the models with RPD associated to the implant

and ERA system of retention, for the structures gingival mucosa and tooth support. 1) the distally descending ridge presented the most significant stress in the model with the conventional RPD (ME) or with a prosthesis associated to an implant (MF) and 2) the horizontal ridge (MB) provided more relief to the support structures, such as the tooth and the spongy bone, when there was an implant associated to an ERA retention system. The incorporation of the implants with the ERA system retention, in the posterior area of the toothless edge, it promotes larger stability and retention to PPREL, improving the patient's masticatory acting and, consequently, its comfort and function.

KEYWORDS: PPR; alveolar ridge; implant; rehabilitation.

Referências

1. Todescan R, Silva EEB, Silva OJ. Atlas de prótese parcial removível. São Paulo: Santos, 1996. 345 p.
2. Chou TM, Caputo AA, Moore DJ, Xiao B. Photoelastic analysis and comparison of force-transmission characteristics of intracoronal attachments with clasp distal-extension removable partial dentures. J Prosthet Dent 1989;62:313-319.
3. Craig RG, Farah JW. Stresses from loading distal-extension removable partial dentures. J Prosthet Dent 1978;39:274-277.
4. Kelly E. Changes caused by a mandibular removable partial denture opposing a maxillary complete denture. J Prosthet Dent 1972;27:140-150.
5. Kratochvil FJ, Caputo AA. Photoelastic analysis of pressure on teeth and bone supporting removable partial dentures. J Prosthet Dent 1974;32:52-61.
6. Nally JN. Methods of handling abutment teeth in Class I partial dentures. J Prosthet Dent 1973;30:561-566.
7. Ganz SD. Combination natural tooth and implant-borne removable partial denture: a clinical report. J Prosthet Dent 1991;66:1-5.
8. George MA. Removable partial denture design assisted by osseointegrated implants. J Calif Dent Assoc 1992;20:64-66.
9. Halterman, SM, Rivers JA, Keith JD, Nelson DR. Implant support for removable partial overdentures: a case report. Implant Dent 1999;8:74-78.
10. Keltjens HMAM, Kayser AF, Hertel R, Battistuzzi PGFCM. Distal extension removable partial dentures supported by implants and residual teeth: considerations and case reports. Int J Oral Maxillofac Implants 1993;8:208-213.
11. Kuzmanovic DV, Payne AGT, Purton DG. Distal implants to modify the Kennedy classification of a removable partial denture. A clinical report. J Prosthet Dent 2004;92:8-11.
12. Mijiritsky E, Karas S. Removable partial denture design involving teeth and implants as an alternative to unsuccessful fixed implant therapy: a case report. Implant Dent 2004;13:218-222.
13. Mitrani R, Brudvik JS, Phillips KM. Posterior implants for distal extension removable protheses: a retrospective study. Int J Periodontics Restorative Dent 2003; 23:353-359.
14. Lucas LVM, Pellizzer EP, Rocha EP, Pereira JA. Avaliação da influência da força de mordida na prótese parcial removível classe I mandibular associada a implante, pelo método dos elementos finitos. Revista do Curso de Odontologia da UniEvangélica 2008;10:05-12.
15. Pellizzer EP, Verri FR, Falcón-Antenucci RM, Goiato MC, Gennari Filho H. Evaluation of different retention systems on a distal extension removable partial denture associated with an osseointegrated implant. J Craniofac Surg 2010;21:727-34.

16. Maeda T, Sogo M, Tsutsumi S. Efficacy of a posterior implant support for extra shortened dental arches: a biomechanical model analysis. *J Oral Rehabil* 2005; 36:656-660.
17. Giffin KM. Solving the distal extension removable partial denture base movement dilemma: A clinical report. *J Prosthet Dent* 1996;76:347-349.
18. Rebóssio AD. *Protesis parcial removible*. 3.ed. Buenos Aires: Ed. Mundi, 1963. p.16-17.
19. ONI Cecconi BT; ASGAR K.; DOOTZ E. Removable partial denture abutment tooth movement as affected by inclination of residual ridges and type of loading. *J Prosthet Dent* 1971;25:375-381.
20. Zanetti AL, Laganá DC. *Planejamento:prótese parcial removível*. São Paulo: Sarvier, 1988, 150 p.
21. Geng JP, Tan KBC, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. *J Prosthet Dent* 2001;85:585-598.
22. Lacerda ATSP. *Comportamento biomecânico das estruturas de suporte e da prótese parcial removível apoiada sobre implante na região distal*. 1999. 152 f. Tese (Doutorado) - Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 1999.
23. Coolidge ED. The thickness of the human periodontal membrane. *J Am Dent Assoc & D Cos* 1937;24:1260-1270.
24. Gargiulo AW, Wentz FM, Orban B. Dimensions and relations of the dentogingival junction in humans. *J Periodontol* 1961;32:261-267.
25. Figun ME. *Anatomia odontológica funcional e aplicada*. São Paulo: Ed. Panamericana, 1986. p.286-314.
26. Darbar UR, Huggett R, Harrison A, Williams K. Finite element analysis of stress distribution at the tooth-denture base interface of acrylic resin teeth debonding from the denture base. *J Prosthet Dent* 1995;74:591-594.
27. Ko CC, Chu CS, Chung K H, Lee MC. Effects of posts on dentin stress distribution in pulpless teeth. *J Prosthet Dent* 1992;68:421-427.
28. Farah JW, Craig RG, Meroueh KA. Finite element analysis of a mandibular model. *J Oral Rehabil* 1988;15:615-624.
29. Sertgöz A, Güvener S. Finite element analysis of the effect of cantilever and implant length on stress distribution in an implant supported fixed prosthesis. *J Prosthet Dent* 1996;76:165-169.
30. Meijer HJA, Kuiper JH, Starmans FJM, Bosman F. Stress distribution around dental implants: influence of superstructure, length of implants, and height of mandible. *J Prosthet Dent* 1992;68:96-102.
31. Williams DF. *Biocompatibility of clinical implant materials*. Boca Raton: CRC Press, 1981. p.99-127.