

Análise por meio do método dos elementos finitos de um protetor bucal para atividades esportivas

FELIPE ANDRÉS ORTIZ POBLETE*, PEDRO YOSHIO NORITOMI**, NEIDE PENA COTO***, ALEXANDRE SIMÕES ALMEIDA****, MARIA DA GRAÇA NACLÉRIO-HOMEM*****

*Mestre em Prótese Bucomaxilofacial do Departamento de Cirurgia, Prótese e Traumatologia Maxilofaciais, Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo (FOUSP) – São Paulo/SP.

**Engenheiro da Divisão de Tecnologias Tridimensionais do Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer (CTI) – Campinas/SP.

***Professora Doutora da Disciplina de Prótese Bucomaxilofacial do Departamento de Cirurgia, Prótese e Traumatologia Maxilofaciais da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo (FOUSP) – São Paulo/SP.

****Monitor da Divisão de Tecnologias Tridimensionais do Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer – Campinas/SP.

*****Professora Associada da Disciplina de Cirurgia Bucomaxilofacial, Departamento de Cirurgia, Prótese e Traumatologia Maxilofaciais da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo (FOUSP) – São Paulo/SP.

RESUMO

O uso de protetores bucais na prática de esportes tem ampliado espaço no contexto da prevenção de traumas bucais, bem como apresentado melhoria no desempenho ao longo de sua história. O objetivo deste trabalho foi avaliar o comportamento do complexo bucodentoalveolar por meio do método dos elementos finitos. O estudo partiu de um modelo em formato estereotográfico oriundo de uma tomografia computadorizada, o qual foi convertido para um modelo 3D pelo programa Rhinoceros® versão 4.0, sem protetor bucal (controle) e com protetor bucal de 4,0 mm de espessura em EVA (copolímero de etileno e acetato de vinila), os quais receberam duas cargas diferentes (500, 1000 N) no programa ANSYS® v.12 em regime quase estático e de caráter elástico linear. Pudemos observar que houve um padrão de comportamento das estruturas envolvidas quanto à dissipação das tensões geradas e ao se comparar o modelo controle com o modelo provido de protetor bucal houve uma absorção das tensões geradas em até 50%, permitindo confirmar a ação do protetor bucal em literatura e tornando o seu uso imperativo durante a prática de esportes, em especial as modalidades de maior contato.

DESCRIPTORES

Protetores bucais. Odontologia preventiva. Metodologias computacionais.

INTRODUÇÃO

Toda modalidade esportiva é passível de risco de trauma¹³ inviabilizando a continuidade da sua prática, seja de imediato ou depois. No contexto da Odontologia, pode-se encontrar um problema considerado extenso, que é o caso do trauma bucal e abalo do complexo bucodentoalveolar, em que existe dano não somente físico, mas também psicológico e estético^{5,12,17}.

Como prevenção chave para o trauma bucal existe o protetor bucal, que pode ser dividido em três tipos básicos segundo o ASTM F697-00: I – de estoque; II – termoajustável; III – individualizado. Este apresenta uma divisão que está entre o protetor unilaminado ou multilaminado. As espessuras mais utilizadas atualmente são de 3,0 e 4,0 mm, tendo como matéria-prima mais empregada o copolímero de etileno e acetato de vinila (EVA), que tem o teor entre 18 e 28% de vinilacetato^{14,18}.

Dentre os três tipos básicos o protetor bucal individualizado apresenta melhor desempenho por permitir ao atleta que fale, respire com tranquilidade e que possa ingerir líquidos durante a prática de esportes^{1,2,8}.

No contexto do estresse gerado pelo impacto sobre osso e dentes, sabe-se que a geometria do protetor bucal é fundamental na proteção⁷. A fim de se avaliar tal condição, dispomos do método dos elementos finitos, que consiste em construir a malha tridimensional em geometria inserida no programa de MEF utilizado

Trabalho realizado na Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo (FOUSP) – São Paulo/SP.

Endereço para correspondência:

Neide Pena Coto

Avenida Lineu Prestes, 2227 – Cidade Universitária

CEP 05508-900 – São Paulo/SP

Fone: (11) 3091-7878 / Fax: (11) 3091-7887

E-mail: npcoto@usp.br

com as respectivas propriedades dos tecidos e materiais envolvidos^{9,15,19}.

É uma ferramenta que, através de estudo matemático, consiste na fragmentação de um meio contínuo em elementos, mantendo as mesmas propriedades do original¹⁰, mimetizando a realidade por meio de recursos matemáticos e computacionais.

OBJETIVO

O objetivo deste trabalho foi avaliar as alterações que ocorrem sobre o complexo bucodontoalveolar (lábio, dentes e osso alveolar) durante a aplicação de cargas da ordem de 500 e 1000 N sobre modelo tridimensional com e sem protetor bucal individualizado de uma lâmina com 4.0 mm de espessura pelo método dos elementos finitos.

MATERIAIS E MÉTODOS

A partir de imagens de tomografia computadorizada em formato DICOM, transportou-se a hemimaxila para o formato estereolitográfico (STL), conforme a Figura 1.

O modelo tridimensional com e sem protetor bucal de interesse foi redimensionado e posteriormente transportado para o software ANSYS v.12 (ANSYS, Inc.). Gerou-se a malha tridimensional com 205.623 elementos (modelo controle) e 207.286 elementos (modelo com protetor). O sistema computacional utilizado desde a fase de

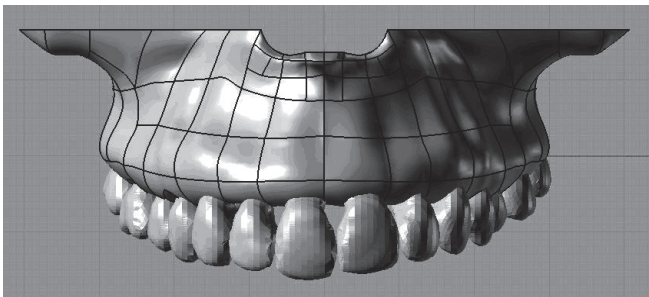


Figura 1 - Imagem de maxila em formato STL com todos os dentes, oriundos da tomografia computadorizada.

modelagem até a coleta e interpretação dos resultados foi o Windows XP® Professional 2002. O processador utilizado foi o Intel Core 2 Quad, CPU com 2.33 GHz e 2.99 GB de RAM.

O protetor bucal modelado seguiu as seguintes extensões^{11,14}: extensão do protetor: até a distal do segundo molar; extensão vestibular: até 3,0 mm da gengiva marginal vestibular; extensão palatina: até 10,0 mm da gengiva marginal palatina; espessura incisal/oclusal: pelo menos 3,0 – 4,0 mm; espessura vestibular: pelo menos 3,0 mm; espessura palatina: pelo menos 2,0 mm.

As cargas aplicadas foram no sentido ântero-posterior e o comportamento dos testes quasi-estático, elástico e linear. Os módulos de Young e coeficientes de Poisson estão discriminados na Tabela 1.

Os critérios de falha para melhor análise dos resultados foram tensão máxima principal, tensão equivalente (von Mises) e deslocamento total^{3,6}.

RESULTADOS

500 N

As Figuras 2 e 3 revelam a tensão máxima principal em osso e dentes, com tensão por tração (amarelo) na maior parte da região vestibular e tensão por compressão (azul) na zona de papila incisiva e forame incisivo, refletindo o comportamento das estruturas no instante da carga aplicada.

Em tensão equivalente (von Mises), houve maior energia distorcional no lábio em relação à mucosa gengival e menor em relação aos dentes e osso alveolar conforme Figura 4. A Figura 5 revela maior energia distorcional (von Mises) em lábio, especificamente na região de vermelho de onde dissipa para o protetor bucal (de amarelo para verde) e deste para os dentes e tecidos adjacentes.

Em deslocamento total, o lábio apresentou maior deslocamento na região correspondente à coroa dos dentes incisivos e canino conforme a Figura 6. Na Figura 7

Tabela 1		
Parâmetros determinados para cada estrutura modelada de acordo com a literatura ^{4,6,16}		
Estrutura	Módulo de Young	Coefficiente de Poisson
Osso cortical	13700 MPa	0,3
Mucosa gengival	1,8 MPa	0,3
Mucosa labial	1,8 MPa	0,3
Ligamento periodontal	70 MPa	0,45
Dente	18600 MPa	0,31
EVA	480 MPa	0,48

EVA: Copolímero de etileno e acetato de vinila.

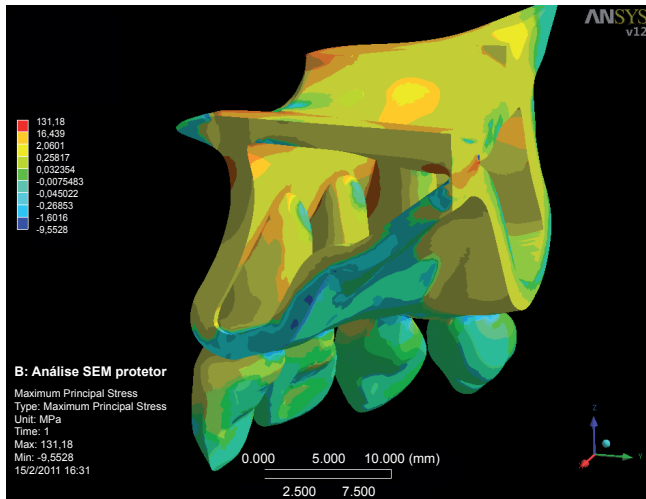


Figura 2 - Tensão máxima principal a 500 N (controle).

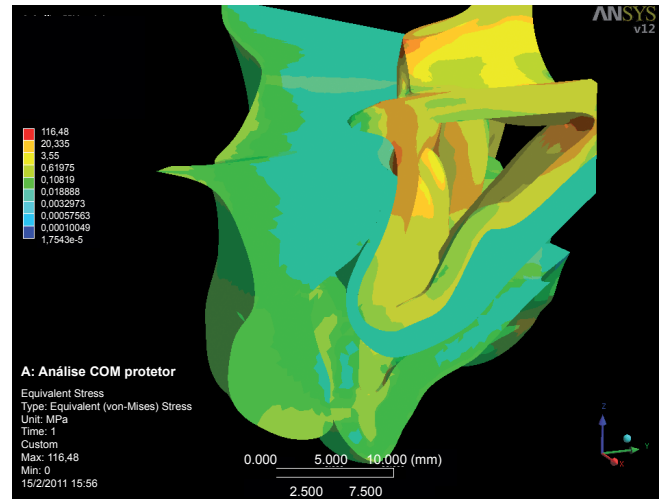


Figura 5 - Dissipação de energia distorcional (von Mises) de lábio existente no modelo controle para protetor deste para os tecidos adjacentes.

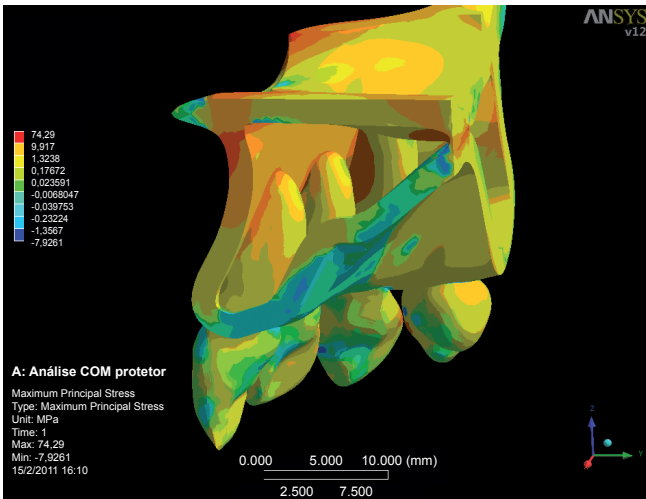


Figura 3 - Tensão Máxima Principal a 500 N (com protetor).

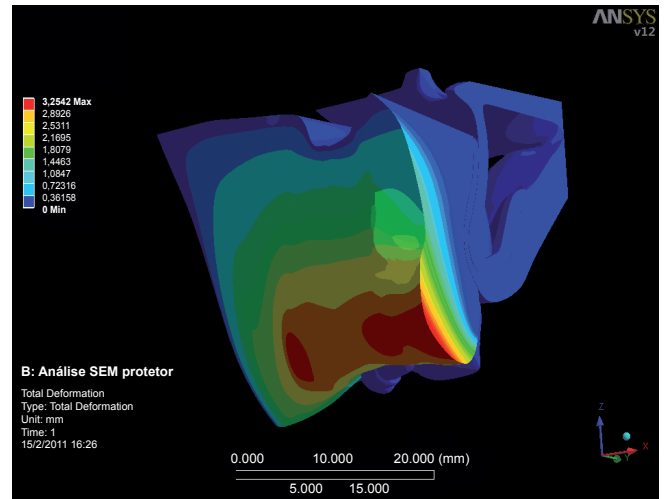


Figura 6 - Deslocamento do lábio no instante do recebimento.

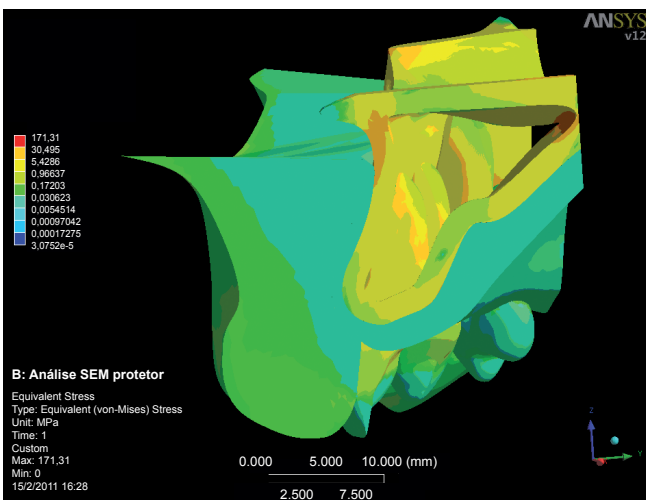


Figura 4 - Avaliação da tensão equivalente (von Mises).

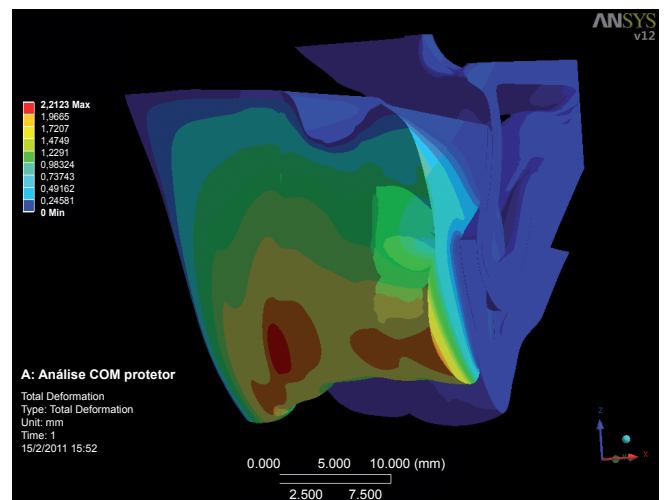


Figura 7 - Deslocamento total de lábio em 500 N.

observamos uma queda do deslocamento tecidual durante a aplicação da carga.

1000 N

Em tensão máxima principal, conforme a Figura 8 houve um aumento das tensões sobre osso alveolar e dentes, indicando tensão por tração na vestibular (amarelo) e tensão por compressão (azul) na porção palatina. Na Figura 9 notamos o mesmo padrão de comportamento, no entanto, houve uma queda na compressão palatina.

No caso da tensão equivalente, segundo a Figura 10 houve dissipação de tensões do lábio para os dentes, com maior energia distorcional no terço médio destes. Na Figura 11 notamos um aumento da energia distorcional transmitida do lábio para o terço médio dos dentes.

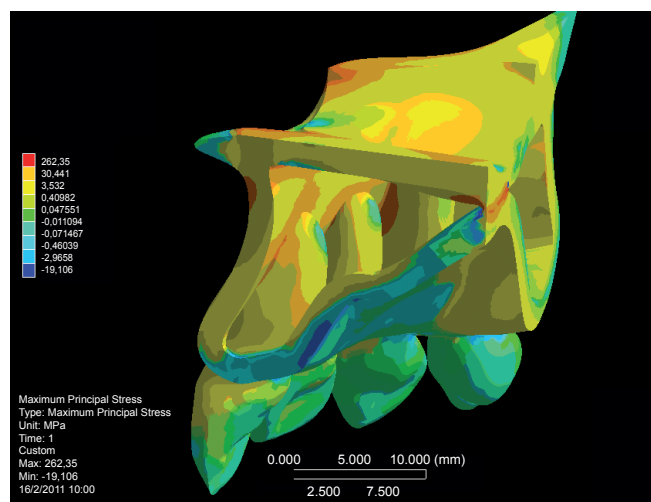


Figura 8 - Zonas de tensão por tração e por compressão sob 1000 N.

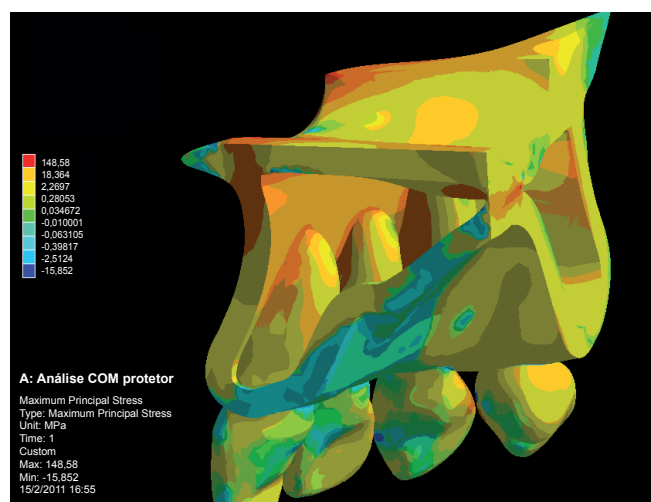


Figura 9 - Tensão máxima principal em osso e dentes sob 1000 N.

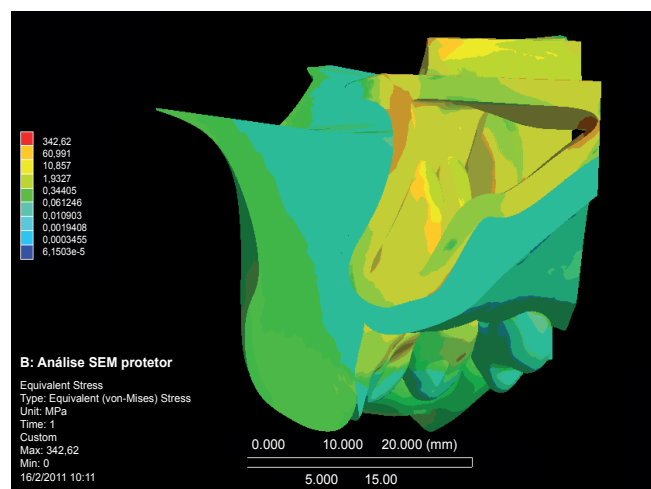


Figura 10 - Dissipação da energia distorcional do lábio para os tecidos adjacentes.

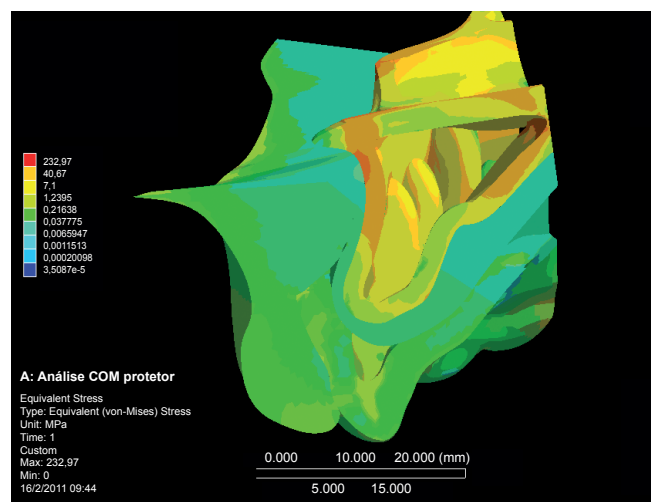


Figura 11 - Dissipação de energia distorcional (von Mises) do lábio para o protetor bucal e deste para os tecidos adjacentes.

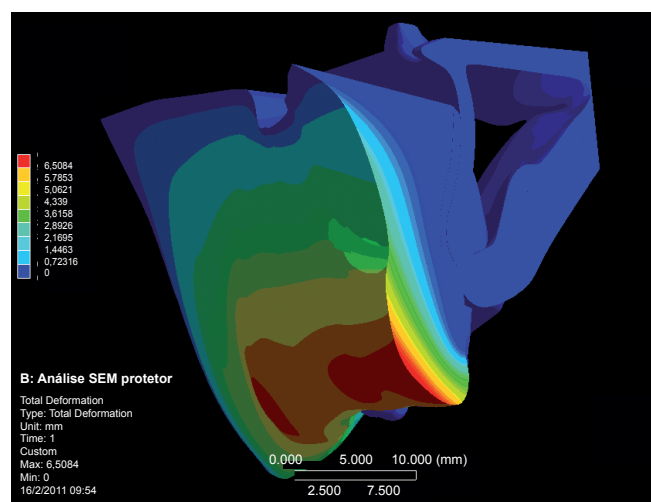


Figura 12 - Deslocamento labial na região de contato com os dentes no instante da carga.

Em deslocamento total a Figura 12 mostra o deslocamento do lábio na região de contato com os dentes, maior em relação ao caso com 500 N. No modelo com protetor, observamos uma forte queda do deslocamento do lábio conforme a Figura 13.

DISCUSSÃO

Inúmeras modalidades esportivas continuam sem o devido método de prevenção. Um exemplo clássico é o futebol, que prioriza o uso de caneleiras e não o de protetor bucal como meio adicional de prevenção de traumas. Relacionar essa observação à importância deste estudo está no fato de que o uso do protetor bucal é imperativo para qualquer prática esportiva, uma vez que existe a possibilidade de um dano funcional, estético e psicológico^{2,11,14}.

Ante os resultados obtidos, observou-se no Modelo Controle que a presença da carga, mesmo pontual, é dissipada ao longo de estruturas nas quais se prevê tal evento, como foi o caso do contato e dissipação de tensões entre lábio, dentes e destes para o osso alveolar. Mesmo com um aumento da carga, especificamente o dobro, houve uma amplificação das tensões em duas vezes, mas com o mesmo padrão de comportamento das estruturas envolvidas.

No Modelo Com Protetor Bucal o mesmo padrão de comportamento também pôde ser observado, além de confirmar alguns achados prévios de eficiência e necessidade do protetor bucal^{7,11,14,18} a partir da queda de até 50% das tensões observadas no Modelo Controle.

Este estudo confirmou a importância e aplicabilidade do método dos elementos finitos no ramo da Odontologia e da Bioengenharia, com estudos através de CAD (*Computer Aided Design*), por permitir a confirmação de achados da literatura^{5,7,17,18} e avaliar a importância do uso de um protetor bucal.

ABSTRACT

Finite elements analysis in mouthguard for sports activities

The use of mouthguards in the practice of sports has expanded space in the prevention of oral trauma, and has presented performance improvement over its history. The aim of this study was to evaluate the behavior of complex dento alveolar buccal through the finite element method. The study was based on a template stereolithographic format come from a CT scan, which was converted to a 3D model by the program Rhinoceros® version 4.0, without a mouthguard (control) and mouthguard 4.0 mm thick copolymer of ethylene and vinyl acetate (EVA), which received two different loads (500, 1000 N) in ANSYS® v.12 under

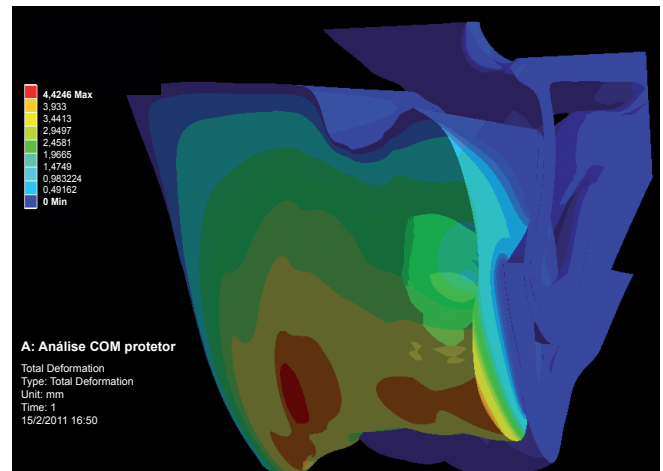


Figura 13 - Deslocamento total do lábio sob 1000 N.

Os modelos gerados foram considerados ideais no instante em que nenhuma anomalia, má-oclusão ou variações morfológicas foram idealizadas, de modo a não gerar nenhum tipo de viés sobre os resultados.

Observamos um comportamento ainda não relatado em literatura que é a tendência de o protetor bucal deslocar de ântero-posterior, elucidação feita a partir das tensões por compressão na região palatina, confirmando a importância da extensão palatina no momento de confecção do protetor bucal individualizado.

CONCLUSÕES

Podemos concluir que: mesmo com o aumento da carga aplicada houve, no que diz respeito à dissipação de tensões, um comportamento similar para os dois níveis propostos (500 e 1000 N); ao se comparar o modelo controle com o modelo provido de protetor bucal houve uma absorção de tensões em até 50%; o método dos elementos finitos mostrou ser confiável por permitir correlacionar os resultados com a prática clínica, de modo que observamos eventos esperados durante os ensaios no programa selecionado.

quasi-static linear and elastic character. We noticed that there was a pattern of behavior of the structures involved about the dissipation of tensions generated, and when the model was compared with the control model fitted with a mouthguard there was an absorption of the stresses generated in up to 50%, allowing to confirm the action of the mouthguard in literature and making its use mandatory for the practice of sports, especially the arrangements for closer contact.

DESCRIPTORS

Mouth protectors. Preventive Dentistry. Computing methodologies.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. American Standards for Testing Materials – ASTM F697-00 (Reapproved 2006). Standard practice for care and use of athletic mouth protectors.
2. Barberini AF. Avaliação da influência do uso de diferentes tipos de protetores bucais no rendimento físico de atletas [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2003.
3. Callister Jr WD. Materials science and engineering. 7. ed. New York: John Wiley & Sons; 2007.
4. Coto NP. Avaliação de protetor nasal para atividades desportivas: análise por elementos finitos, [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2009.
5. Cummins NK, Spears IR. The effect of mouthguard design on stresses in the tooth-bone complex. *Med Sci Sports Exerc* 2002;34(6):942-7.
6. Holberg C, Heine AK, Geis P, Schwenzer K, Rudzki-Janson I. Three-dimensional soft tissue prediction using finite elements. Part II: Clinical application. *J Orofac Orthop* 2005;66(2):122-34.
7. Jagger R, Milward P, Waters M. Properties of an experimental mouthguard material. *Int J Prosthodont* 2000;13(5):416-9.
8. Knapik JJ, Marshall SW, Lee RB, Darakjy SS, Jones SB, Mitchener TA, et al. Mouthguards in sport activities: history, physical properties and injury prevention effectiveness. *Sports Med* 2007;37(2):117-44.
9. Li P, Mao J, Peng Z. Three-dimensional finite element analysis of the mechanical stress on root from orthodontic tooth movement by sliding mechanics. *J Huazhong Univ Sci Technolog Med Sci* 2007;27(6):745-7.
10. Lotti RS, Machado AW, Mazzeiro ET, Landre Júnior J. Aplicabilidade científica do método dos elementos finitos. *Rev Dent Press Ortod Ortop Facial* 2006;11(2):35-43.
11. Maeda Y, Machi H, Tsugawa T. Influences of palatal side design and finishing on the wearability and retention of mouthguards. *Br J Sports Med* 2006;40(12):1006-8.
12. Nakajima K, Takeda T, Kawamura S, Shibusawa M, Nara K, Kaoru N, et al. A vacuum technique to increase anterior thickness of athletic mouthguards to achieve a full-balanced occlusion. *Dent Traumatol* 2008;24(1):50-2.
13. Newsome PRH, Tran DC, Cooke MS. The role of the mouthguard in the prevention of sports-related dental injuries: a review. *Int J Paediatr Dent* 2001;11(6):396-404.
14. Patrick DG, van Noort R, Found MS. Scale of protection and the various types of sports mouthguard. *Br J Sports Med* 2005;39(5):278-81.
15. Peng L, Bai J, Zeng X, Zhou Y. Comparison of isotropic and orthotropic material property assignments on femoral finite element models under two loading conditions. *Med Eng Phys* 2006;28(3):227-33.
16. Poiate IA, Vasconcellos AB, de Santana RB, Poiate E. Three-dimensional stress distribution in the human periodontal ligament in masticatory, parafunctional, and trauma loads: finite element analysis. *J Periodontol* 2009;80(11):1859-67.
17. Scheer B. Prevenção dos traumatismos dentais e orais. In: Andreasen JO, Andreasen FM. Texto e atlas colorido de traumatismo bucal. 3. ed. Porto Alegre: Artmed; 2001.
18. Takeda T, Ishigami K, Nakajima K, Naitoh K, Kurokawa K, Handa J, et al. Are all mouthguards the same and safe to use? Part 2. The influence of anterior occlusion against a direct impact on maxillary incisors. *Dent Traumatol* 2008;24(3):360-5.
19. Yang J, Xiang HJ. A three-dimensional finite element study on the biomechanical behavior of an FGBM dental implant in surrounding bone. *J Biomech* 2007;40(11):2377-85.

Recebido em: 31/10/11

Aceito em: 30/5/12