

AValiação de Protetor Facial para Esporte: ANÁLISE POR ELEMENTOS FINITOS

Andrea Barros Tolentino, Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, andreabtolentino@gmail.com

Josete Barbosa Cruz, Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, jo@usp.br

Reinaldo Brito e Dias, Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, rbdias@usp.br

Larissa Driemeier, Departamento de Engenharia Mecatrônica e Sistemas Mecânicos, Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, driemeie@usp.br

Pedro Yoshito Noritomi, Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer, pedro.noritomi@cti.gov.br

Neide Pena Coto, Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, npcoto@usp.br

Resumo: Nos últimos anos notou-se um aumento significativo no número de fraturas faciais em atividades desportivas. Até o presente momento não existe nenhuma normatização em relação à confecção de protetores faciais para esporte. Além disso, não há estudo sistemático que tenha avaliado o desenho e a combinação de materiais nesse tipo de protetores. Pensando nisso, este trabalho propôs um modelo de protetor facial para esporte, visando a proteção do osso nasal. Para tanto, Um modelo tridimensional (3D) da face humana foi desenvolvido para simular o comportamento mecânico do protetor facial proposto com o auxílio de Tomografia Computadorizada. Foram determinados dois modelos de estudo, um com protetor facial e outro sem, ambos receberam um impacto de uma esfera de 30mm a 20m/s. Foi realizado uma análise dinâmica e explícita. Realizada pelo programa LS Dyna. Além disso, o programa Hyper Mesh foi utilizado para geração da malha, como pré processador, e o Hyper View como pós-processador. O protetor proposto mostrou-se eficaz na proteção dos ossos nasais em caso de impacto.

Palavras-Chave: Proteção nos Esporte, Elementos Finitos, E.V.A, Protetor Facial para Esportes.

1. INTRODUÇÃO

A face é a região mais exposta do crânio, portanto mais sujeita a injúrias provocadas por impactos diretos como pancadas e golpes (Ruan JS *et al*, 1994; Delaney JS, 2008), frequentes em esportes de contato (Flanders RA, Bhat M, 1995). O osso nasal está na zona de fragilidade e encontra-se anteriorizado em relação às estruturas adjacentes, tornando-se assim um dos mais afetados por acidentes desportivos, cerca de 56% (Frenguelli A *et al*, 1991; Carroll SM *et al*, 1995), especialmente nas modalidades rugby, futebol e basquete (Flanders RA, Bhat M, 1995). Para uma boa reparação, o osso não pode sofrer deslocamentos durante o período de cicatrização. Assim, o atleta é muitas vezes afastado de treinos e competições por um período de tempo. Isso pode comprometer sua carreira e acarretar grande prejuízo financeiro para o Clube (Levin L *et al*, 2003; Garza JR *et al*, 1996; Ellis E, 3rd, Kittidumkerng W, 1993; Cascone P *et al*, 2008; Ranalli DN, Demas PN, 2002). Trabalhos mostram que o atleta perde condicionamento físico, além de apresentar, em muitos casos, tendência à depressão, o que prejudica sua recuperação física (Garza JR *et al*, 1993; Ellis E 3rd, Kittidumkerng W, 1996).

Uma das soluções para evitar este afastamento é usar, durante a prática esportiva o protetor nasal (Kaplan S *et al*, 2000; McIntosh AS, McCrory P, 2005). Ele deve evitar que, durante um impacto, o osso em processo de reparação seja deslocado ou sofra refratura. Pode ser usado também, de forma preventiva em modalidades de alto risco de fraturas faciais (McIntosh L *et al*, 2009). A geometria do protetor e os pontos de ancoragem na face devem garantir conforto para o atleta, para não comprometer o seu desempenho físico durante jogos e treinos. Além disso, é importante que o material a ser utilizado apresente boa capacidade amortecedora (Westerman B *et al*, 2002).

O Copolímero de Etileno e Acetato de Vinila (EVA) apresenta vantagens, entre elas a conformação a baixa temperatura, facilidade de manipulação, a transparência e seu baixo custo. Além de absorver energia e reduzir transmissão de impacto, moldabilidade, durabilidade, facilidade de acabamento (Westerman B *et al*, 2002). Ele é indicado para a confecção de protetores bucais e faciais para esporte, pois apresenta grande capacidade de absorção de energia.

Dentro da área odontológica o uso de Elementos finitos (EF) vem sendo uma ferramenta amplamente utilizada para determinação da distribuição das tensões e deformações decorrentes de forças aplicadas em sistemas estruturais como dente, osso e tecido. (King AI, 1993; Kosmopoulos V *et al*, 2008; Witzel U, Preuschoft H, 2005; Field C *et al*, 2009). Com o auxílio do Método dos Elementos Finitos (MEF), este trabalho se propôs a estudar a hipótese de que uma proteção dos ossos nasais eficiente, é conseguida com protetores faciais confeccionados com uma lâmina de EVA flexível de dois milímetros sobreposta por uma lâmina de EVA rígida de um milímetro.

2. MATERIAL E MÉTODOS

Um modelo tridimensional (3D) da face humana foi desenvolvido pelo Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer (CTI), para simular o comportamento mecânico do protetor facial proposto com o auxílio de Tomografia Computadorizada (TC) (Fig. 1).

Após a modelagem da anatomia da face, tanto na porção óssea quanto o tecido mole (Fig. 2), foi desenvolvido o modelo do protetor facial, simulando o processo real de confecção (Fig. 3).

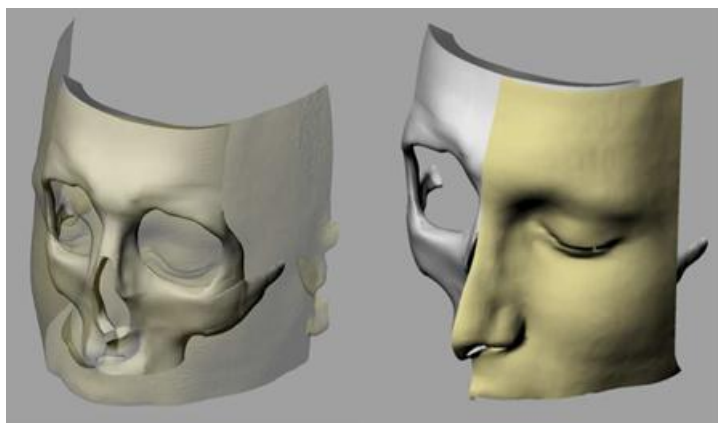


Figura 1. Esquema do modelo de crânio e face utilizado, doado pelo CTI Renato Archer

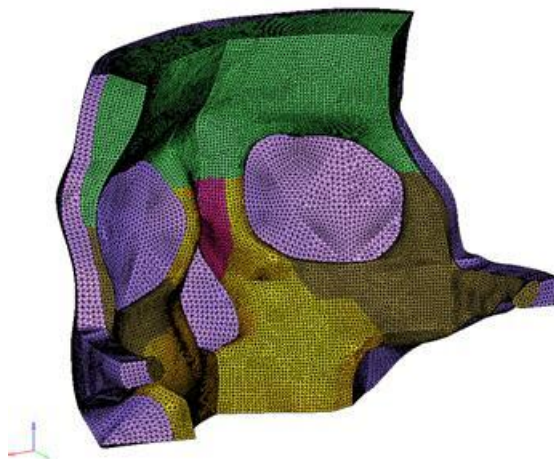


Figura 2. Porção óssea e tecido mole modelados

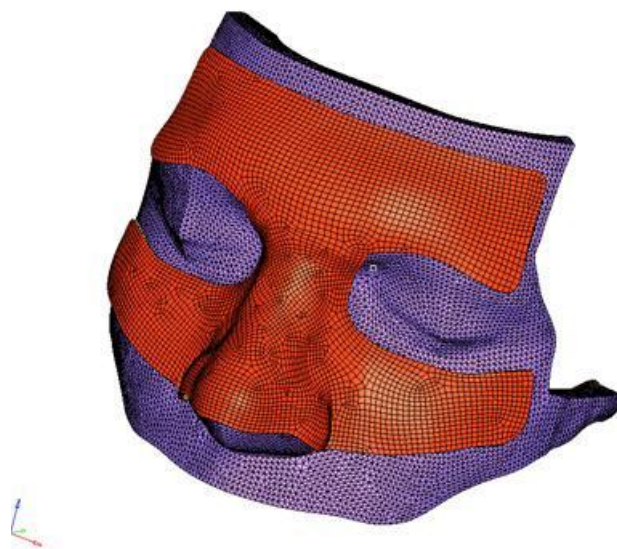


Figura 3. Geometria da face com o protetor facial proposto

Para este estudo foi necessário conhecer e/ou determinar alguns parâmetros como do osso cortical, material linear elástico; do tecido mole, material hiperelástico; do EVA flexível, que obedece ao modelo matemático não linear de Ogden, e do EVA rígido, material que obedece ao modelo matemático de Von Mises. Para tanto, várias constantes precisaram ser determinadas com auxílio de testes mecânicos como compressão e impacto. Uma vez determinadas as constantes para o EVA rígido e flexível, foi possível comparar a eficácia do protetor facial utilizando análise dinâmica e explícita. Foi realizada pelo programa LS Dyna. Além disso, o programa Hyper Mesh foi utilizado para geração da malha, como pré processador, e o Hyper View como pós-processador.

Como agente impactante definiu-se uma esfera rígida, composta por 324 elementos de casca, com um diâmetro de 30 mm, massa de 0,025 kg e velocidade de 20 m/s.

Dois modelos foram definidos para este estudo, sendo A com protetor facial e B sem protetor (Fig. 4).

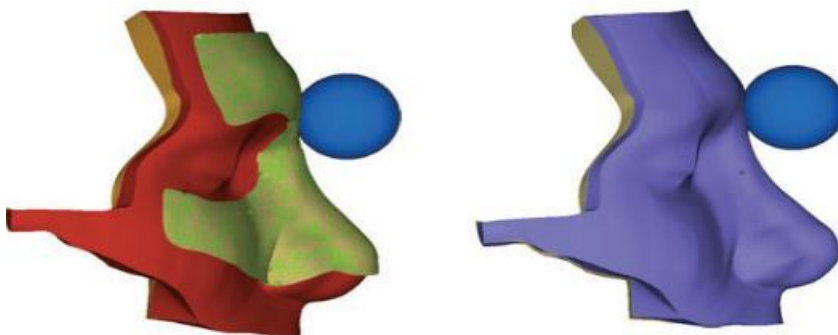


Figura 4. Modelo facial usado para estudo: A - com o protetor facial proposto. B - sem o protetor facial

3. RESULTADOS

Os resultados foram analisados em dois instantes: intermediário e crítico. O instante intermediário mostra o impacto do projétil e o instante crítico mostra a fratura dos ossos nasais, no caso de impacto.

A Figura (5) A e B, mostram o perfil de pressão na porção óssea com e sem a presença do protetor, no instante crítico da análise. O impacto foi analisado por um tempo de 9,1(μs). No caso do modelo facial sem protetor, a pressão máxima obtida ocorreu na região do impacto e quando seu valor crítico foi atingido, 0,13 MPa, houve a fratura dos ossos nasais.



Figura 5. Análise da porção óssea. A – Com protetor facial. B- Sem protetor facial

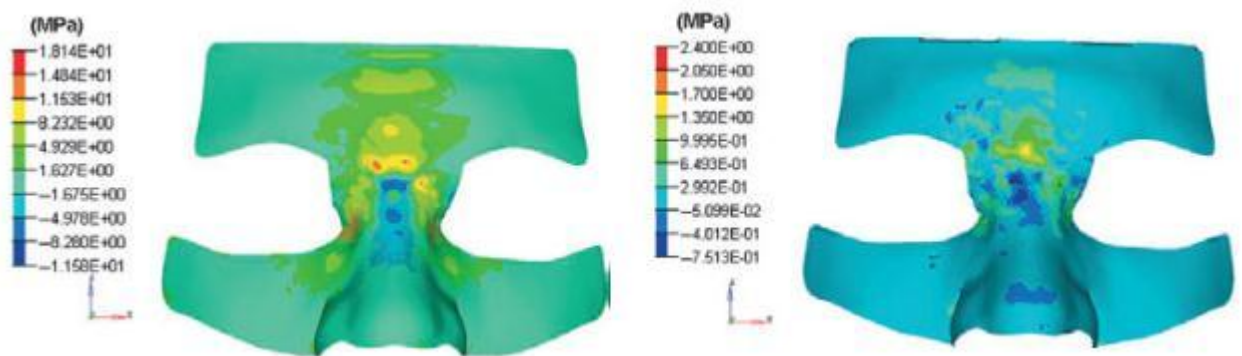


Figura 6. A - Análise porção rígida do protetor nasal. B - Análise porção flexível do protetor nasal

4. DISCUSSÃO

As análises do modelo final, obtido através de tomografia computadorizada, apresentaram tempo computacional elevado; cada análise durou aproximadamente dez dias. Isso ocorreu devido ao grande número de elementos, modelo não linear dos materiais (tecido mole e EVA) e contato entre as diversas camadas. Por esse motivo o material e a geometria do projétil foram limitados, respectivamente, como rígido e de pequenas dimensões.

O EVA rígido reduziu a velocidade de impacto, pois deformou-se pouco. O EVA flexível aumentou o intervalo de tempo do impulso, diminuindo, portanto, a intensidade da força transmitida ao osso (Figs. 6A e 6B). Além disso, esse material dissipa energia em forma de calor, porém, esse fenômeno não foi considerado nas análises numéricas realizadas neste trabalho. Com esses dados pode-se afirmar que o protetor nasal aqui estudado aproveita as características do material, pois a parte rígida se deforma pouco e desacelera o impacto enquanto a porção flexível se deforma bastante, distribui e absorve a energia recebida em um maior tempo.

A AEF mostrou a capacidade do EVA em proteger os tecidos faciais. Além disso, é uma importante ferramenta a ser utilizada na otimização de um protetor nasal e na análise de situações críticas, como por exemplo, limite de aplicabilidade do protetor, no que se refere à velocidade máxima de impacto do projétil. Porém, nesse caso, situações reais de competição devem ser modeladas, e serão consideradas nas próximas pesquisas.

5. CONCLUSÃO

O protetor proposto mostrou-se eficaz na proteção dos ossos nasais em caso de impacto.

6. REFERÊNCIAS

- Carroll SM, Jawad MA, West M, O'Connor TP. One hundred and ten sports related facial fractures. Br J Sports Med 1995;29:194-5
- Cascone P, Petrucci B, Ramieri V, Marianetti TM. Security Hi-tech Individual Extra-light Device Mask: a new protection for [soccer] players. J Craniofac Surg 2008;19:772-6.

- Delaney JS, Al-Kashmiri A, Drummond R, Correa JA. The effect of protective headgear on head injuries and concussions in adolescent football (soccer) players. *Br J Sports Med*. 2008 Feb;42(2):110-5
- Ellis E 3rd, Kittidumkerng W. Analysis of treatment for isolated zygomaticomaxillary complex fractures. *J Oral Maxillofac Surg*. 1996 Apr;54(4):386-400; discussion 400-1
- Field C, Ichim I, Swain MV, Chan E, Darendeliler MA, Li W et al. Mechanical responses to orthodontic loading: a 3-dimensional finite element multi-tooth model. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009;135:174–81.
- Flanders RA, Bhat M. The incidence of orofacial injuries in sports: a pilot study in Illinois. *J Am Dent Assoc* 1995;126:491– 6.
- Frenguelli A, Ruscito P, Bicciolo G, Rizzo S, Massarelli M. Head and neck trauma in sporting activities. Review of 208 cases. *J Craniomaxillofac Surg* 1991;19:178–81.
- Garza JR, Baratta RV, Odinet K, Metzinger S, Bailey D, Best R et al. Impact tolerances of the rigidly fixated maxillofacial skeleton. *Ann Plast Surg* 1993;30:212–6.
- Kaplan S, Driscoll CF, Singer MT. Fabrication of a facial shield to prevent facial injuries during sporting events: a clinical report. *J Prosthet Dent* 2000 Oct;84(4):387-9.
- King AI. Progress of research on impact biomechanics. *J Biomech Eng* 1993;115:582–7
- Kosmopoulos V, Schizas C, Keller TS. Modeling the onset and propagation of trabecular bone microdamage during low-cycle fatigue. *J Biomech* 2008;41:515–22.
- Levin L, Friedlander LD, Geiger SB. Dental and oral trauma and mouthguard use during sport activities in Israel. *Dent Traumatol* 2003;19:237–42.
- McIntosh AS, McCrory P. Preventing head and neck injury. *Br J Sports Med* 2005 Jun;39(6):314-8.
- McIntosh L, Cordell JM, Wagoner Johnson AJ. Impact of bone geometry on effective properties of bone scaffolds. *Acta Biomater* 2009 Feb;5(2):680-92.
- Mendel DA, Ucar Y, Brantley WA, Rashid RG, Harrell SL, Grentzer TH. Impact energy absorption of three mouthguard materials in an aqueous environment. *Dent Traumatol* 2009 Feb;25(1):130-5
- Ranalli DN, Demas PN. Orofacial injuries from sport: preventive measures for sports medicine. *Sports Med* 2002;32: 409–18.
- Ruan JS, Khalil T, King AI. Dynamic response of the human head to impact by threedimensional finite element analysis. *J Biomech Eng* 1994 Feb;116(1):44-50
- Westerman B, Stringfellow PM, Eccleston JA, Harbrow DJ. Effect of ethylene vinyl acetate (EVA) closed cell foam on transmitted forces in mouthguard material. *Br J Sports Med* 2002 Jun;36(3):205-8.
- Witzel U, Preuschoft H. Finite-element model construction for the virtual synthesis of the skulls in vertebrates: case study of *Diplodocus*. *Anat Rec A Discov Mol Cell Evol Biol* 2005; 283:391–401

7. ABSTRACT

In recent years a significant increase in the number of facial fractures in sporting activities could be noted. To date there is no standardization in relation to the production of face shields for sport. In addition, there is no systematic study evaluating the design and combination of materials in such protectors. Thinking about it, this paper proposed a model for a face shield for sport, in order to protect the nasal bone. Therefore, a three-dimensional (3D) model of the human face was developed to simulate the mechanical behavior of the proposed face shield with the help of CT. Two study models were determined, one with and one without a face shield, both received an impact of a 30 mm sphere with a speed of 20 m / s. Dynamic and explicit analysis were executed with the support of LS Dyna program. Furthermore, Hyper Mesh, was used for mesh generation and as pre-processor, and Hyper View as post-processor. The proposed shield was effective in protecting the nasal bones in case of impact.

8. RESPONSABILIDADE PELAS INFORMAÇÕES

Os autores são os únicos responsáveis pelas informações incluídas neste trabalho.