FELIPE ANDRES ORTIZ POBLETE

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

São Paulo
2011

FELIPE ANDRES ORTIZ POBLETE

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

Versão Original

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, para obter o título de Mestre, pelo Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas.

Área de Concentração: Prótese Buco Maxilo Facial

Orientadora: Profa. Dra. Maria da Graça Naclério Homem

São Paulo
2011

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

Catálogo-na-Publicação
Serviço de Documentação Odontológica
Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo

Poblete, Felipe Andres Ortiz

Análise por meio do método dos elementos finitos de um protetor bucal para atividades esportivas [versão original] / Felipe Andres Ortiz Poblete; orientador Maria da Graça Naclério Homem. -- São Paulo, 2011.

67p. : fig., tab.; 30 cm.

Dissertação -- Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas. Área de Concentração: Prótese Buco Maxilo Faciais. -- Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

1. Protetores bucais. 2. Odontologia desportiva. 3. Bioengenharia. I. Naclério-Homem, Maria da Graça. II. Título.

Poblete FAO. Análise por meio do método dos elementos finitos de um protetor bucal para atividades esportivas. Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Ciências Odontológicas. Versão Original.

Aprovado em: / /2011

Banca Examinadora

Prof(a). Dr(a). _____ Instituição: _____
Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof(a). Dr(a). _____ Instituição: _____
Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof(a). Dr(a). _____ Instituição: _____
Julgamento: _____ Assinatura: _____

DEDICATÓRIA

Em primeiro lugar dedico humildemente este trabalho a três pessoas que sempre me mostraram o caminho mais sensato a ser seguido nesta vida com demonstrações de caráter, justiça e honestidade, ao mesmo tempo em que nunca me deixaram esquecer que a família é o pilar mais forte, assim como a essência do ser humano: Manuel (pai), Regina (mãe) e Natalia (irmã).

À minha avó Maria Norma Del Carmen Valdivieso Villegas por sua garra e exemplo digno de vida. Não teria feito melhor.

Ao meu filho Gabriel que está e sempre estará em meu coração e espero que esta seja uma pequena amostra de um bom exemplo a ser seguido. Sempre estarei ao seu lado.

À minha namorada e melhor amiga Daniela pelo seu companheirismo e apoio nas horas boas e ruins. Pela paciência que teve comigo nas horas excessivas de trabalho, entendendo alguns momentos de ausência e impaciência.

À Sra. Mariuza de Lourdes Macedo por todo o seu apoio e consolo em um dos momentos mais difíceis, mas já superado, da minha vida.

A todos os meus parentes, em especial à minha tia Ximena e às minhas primas Gabriela e Daniela, que de alguma forma sempre torceram pelo meu bem e por mim.

À colega de turma e amiga Miriam Villar Suganami (*in memoriam*) que deixou o legado do carinho, respeito e doação ao próximo. Saudades.

Aos meus colegas de Pós-Graduação, em especial a Luis Pablo Herrera Tinajero (Pablito) por ter sido mais que um companheiro, um irmão em todos os aspectos durante este trajeto.

Ao Prof. Dr. Reinaldo Brito e Dias pela oportunidade e voto de confiança ao me permitir que vestisse a camisa da Disciplina, pela qual tenho grande admiração.

À Profa. Dra. Beatriz S. C. Mattos pelo respeito, carinho e incentivo inicial e até hoje na Pós-Graduação e por ter me acolhido no começo desta jornada.

Aos professores da disciplina de Prótese Buco Maxilo Facial: Dra. Márcia André, Dra. Cleusa A. C. Geraldini, Dra. Neide Pena Coto, Dr. Antônio C. L. Saboia, Dr. Dorival P. Silva.

A todos os funcionários e técnicos do Departamento de Cirurgia, Prótese e Traumatologia Maxilo Faciais da FOU SP: Belira (mãe de Pós-Graduação), Ana Lúcia, Paulo Andermarchi, Carlos, Ângela e Alzira que contribuem e em muito para o andamento das atividades tanto na graduação como na pós-graduação.

Ao Prof. Dr. Nuno Filipe D'Almeida pelo seu coleguismo e empenho em ajudar o próximo nunca negando oportunidades, conhecimento e informação.

Aos meus colegas do tempo de estágio supervisionado da Fundação Oncocentro de São Paulo – FOSP: Lislei, Flávia, Crystiane, Andrea, Eliane, Simone, Massae, Flora, Antônio Carlos (Totó), Jairo, Renato Fleury, Luiz Osório e Paulo que me acompanharam e incentivaram, e muito, neste campo um pouco esquecido, entretanto, muito compensador que é a Prótese Buco Maxilo Facial. Incluo os funcionários e estagiários desta casa que sempre me acolheram e me respeitaram.

À família do Serviço de Documentação Odontológica – SDO que muito me ensinou no período de monitoria e o faz até hoje de maneira acolhedora e agradável.

Aos meus pacientes que souberam compreender as minhas ausências e atrasos na vida de consultório.

AGRADECIMENTOS

Agradeço à Profa. Dra. Maria da Graça Naclério Homem por todo o seu apoio na execução desta dissertação. Mostrou, acima de tudo, firmeza, carinho e respeito para que em momentos de desespero não me deixasse cair e assim pudesse concluir dignamente o meu trabalho.

Ao Dr. Pedro Noritomi do Centro de Tecnologia da Informação – CTI, Campinas, que com a sua humildade e sabedoria pôde me nortear dentro de um contexto muito citado, porém pouco entendido na nossa área. Meu muito obrigado.

À Profa. Dra. Neide Pena Coto pelo auxílio e orientação do delineamento inicial e final do trabalho. A cooperação ao próximo do modo demonstrado reflete o verdadeiro estado espírito, não só de um verdadeiro professor, mas também de uma pessoa. Meu muito obrigado.

À colega e Profa. Dra. Tathy Aparecida Xavier pelo auxílio na construção do modelo tridimensional. Meu muito obrigado.

Ao acadêmico em Engenharia da UNICAMP e estagiário do CTI Alexandre Simões, conhecido pelos colegas como “Coragem”, pela sua humilde e valiosa ajuda na conclusão da modelagem bem como execução dos ensaios computacionais.

Ao acadêmico em Engenharia da UNICAMP e estagiário do CTI Eduardo Inoue pela paciência e determinação em me ajudar no processo de modelagem do conjunto estudado.

Às bibliotecárias Vânia Martins Bueno de Oliveira Funaro e Glauci Elaine Damasio Fidelis do Serviço de Documentação Odontológica.

“Nossa loucura é a mais sensata das emoções; tudo o que fazemos deixamos como exemplo para os que sonham um dia em serem assim como nós: LOUCOS... Mas FELIZES!”

Mário Quintana

RESUMO

Poblete FAO. Análise por meio do método dos elementos finitos de um protetor bucal para atividades esportivas [dissertação]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2011. Versão Original.

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 buco dento alveolar (lábio, dentes, osso alveolar e ligamento periodontal) por meio do método dos elementos finitos. A metodologia utilizada foi a partir de um modelo em formato esterolitográfico 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 4.0mm de espessura em EVA (copolímero de etileno e acetato de vinila), os quais receberam três cargas diferentes (500, 1000 e 1500N) no programa ANSYS® v12 em regime quase-estático, 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.

Palavras-chave: protetor bucal, odontologia do esporte, bioengenharia, análise de elementos finitos.

ABSTRACT

Poblete FAO. Analysis through the finite element method of a mouthguard for sports activities [dissertation]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2011. Versão Original.

The use of mouthguards in the practice of sports has expanded space in the prevention of oral trauma, and presented performance improvement over its history. The aim of this study was to evaluate the behavior of complex buco dental alveolar (lip, teeth, periodontal ligament and alveolar bone) through the finite element method. The methodology used was based on a sterelithographic model 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 4.0mm-thick EVA (copolymer of ethylene and vinyl acetate), which received three different loads (500, 1000 and 1500N) in ANSYS® v12 under quasi-static, linear elastic character. We noticed that there was a pattern of behavior of the structures involved and the dissipation of the tensions generated and compare the model with the control model was fitted with a mouthguard absorbs stresses generated by 50%, allowing to confirm the action of the mouthguard in literature and making its use mandatory for participation in sports, in particular the modalities for greater contact.

Keywords: mouthguard, sport dentistry, bioengineering, finite elements analysis.

LISTA DE FIGURAS

Figura 4.1-	Imagem de maxila em formato STL com todos os dentes, oriundos da tomografia computadorizada	27
Figura 4.2-	Imagem de hemi-maxila modelada com dentes e a mucosa gengival...	28
Figura 4.3-	Modelo controle: modelo tridimensional final sem protetor bucal	30
Figura 4.4-	Protetor bucal individualizado modelado no Rhinoceros® versão 4.0 ...	31
Figura 5.1-	Deslocamento total do lábio no instante do recebimento da carga de 500N	33
Figura 5.2-	Concentração de tensão de Von Mises na região de maior contato entre mucosa labial e dentes	34
Figura 5.3-	Tensão de von Mises na região de recebimento da carga com dissipação da mesma para os dentes e osso alveolar.....	34
Figura 5.4-	Deslocamento mais acentuado (área vermelha) na região de pilar canino	35
Figura 5.5-	Vista frontal do modelo; tensão máxima principal observada nos dentes e osso maxilar.....	35
Figura 5.6-	Vista Inferior, zonas de compressão observada nas cervicais dos dentes e porção palatina da maxila	36
Figura 5.7-	Vista inferior dos alvéolos sem os dentes; zonas de compressão observada nas cervicais dos dentes e porção palatina da maxila. Em amarelo, zonas de tração tanto para o ligamento periodontal (exceto para o primeiro pré-molar) como para a tábua óssea vestibular.....	36

Figura 5.8- Tensão máxima principal do osso alveolar e do ligamento periodontal. Zonas de tensão por tração na vestibular nos incisivos e caninos e mesial do pré-molar e compressão na palatina e distal do pré-molar....	37
Figura 5.9- Tensão máxima principal; concentração de tensão mais elevada por tração na cervical dos dentes incisivos e canino	38
Figura 5.10-Deslocamento total do lábio sem protetor bucal	38
Figura 5.11-Deslocamento total sobre a mucosa gengival sem a sobreposição do lábio. Maior deslocamento na região de pilar canino	39
Figura 5.12-Tensão Equivalente (von Mises) na região de contato entre terço médio-incisal dos dentes e mucosa labial. A concentração de tensão está no contato entre o incisivo central e lábio	39
Figura 5.13-Deslocamento do lábio; zonas de maior deslocamento nos incisivos e canino	40
Figura 5.14-Tensão de von Mises na região de contato entre terço médio-incisal dos dentes e mucosa labial	41
Figura 5.15-Concentração de tensões em lábio e dissipação da carga para dentes, mucosa gengival e osso alveolar	41
Figura 5.16-Deslocamento total em mucosa gengival; maior deslocamento em região de pilar canino	42
Figura 5.17-Tensão Máxima Principal; maior concentração de tensão por tração na região vestibular do modelo e tensão por compressão na porção palatina	42
Figura 5.18-Tensões por tração na vestibular, em especial na região de incisivos e do canino. Compressão na porção palatina e ligamento periodontal	43
Figura 5.19-Corte sagital do modelo; dissipação de força do lábio para o protetor bucal. Considerável concentração de tensões na área de contato entre lábio e protetor bucal	44

Figura 5.20-Vista frontal do modelo; dissipação de força do lábio para o protetor bucal. Considerável concentração de tensões na área de contato entre lábio e protetor bucal	45
Figura 5.21-Concentração de tensões sobre o protetor e dissipação destas para os dentes	45
Figura 5.22-Vista interna do protetor bucal individualizado. As áreas vermelhas representam maior energia distorcional. A área amarela sobre o canino indica dissipação de forças para o respectivo pilar.....	46
Figura 5.23-Deslocamento da mucosa gengival no instante da aplicação da carga; zona de limite vestibular do protetor sobre a mesma	46
Figura 5.24-Comportamento do ligamento periodontal e do osso alveolar no recebimento da carga	47
Figura 5.25-Visualização dos campos de tensão por tração na porção vestibular do osso alveolar e tensão por compressão da região palatina.....	48
Figura 5.26-Deslocamento do lábio sob carga de 1000N	49
Figura 5.27-Deslocamento da mucosa gengival no contato com o protetor bucal....	50
Figura 5.28-Zona de dissipação de tensões do protetor para os dentes pela região incisal. Maior nitidez observada no incisivo central	50
Figura 5.29-Ligamento periodontal. Zonas de tração na porção vestibular e de compressão na palatina e distal	51
Figura 5.30-Áreas de tração na vestibular e compressão na palatina. Notar aumento da tração no sentido apical do osso alveolar da maxila.....	51
Figura 5.31-Tensão Máxima Principal. Zona de compressão no lábio e na porção incisal do protetor bucal. Tensão por tração na região de dentes e porção vestibular do modelo.....	52

LISTA DE TABELAS

Tabela 4.1 - Parâmetros determinados para cada estrutura modelada de acordo com a literatura.....	29
Tabela 4.2 - Bases escolhidas para a determinação do comprimento* médio dos dentes modelados no BioCAD	30

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AEF	análise por elementos finitos
BioCAD	Biological Computer-Aided Design
FOUSP	Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo
Mm	milímetro(s)
STL	structure triangular language/stereolitography
RAM	random access memory
GHz	gigahertz
CPU	unidade central de processamento
GB	gigabytes
EVA	copolímero de etileno e acetato de vinila
DICOM	Digital Imaging Communications in Medicine
N	Newton(s)
MPa	megapascal(is)
Kg	quilograma(s)
2D	duas dimensões, bidimensionais
3D	três dimensões, tridimensionais

LISTA DE SÍMBOLOS

%	porcentagem, percentual
®	marca registrada

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	16
2 REVISÃO DA LITERATURA	18
3 PROPOSIÇÃO	26
4 MATERIAL E MÉTODOS	27
5 RESULTADOS.....	33
6 DISCUSSÃO	53
7 CONCLUSÕES	56
REFERÊNCIAS.....	57
ANEXOS	64

1 INTRODUÇÃO

No universo das modalidades esportivas, encontram-se aquelas onde os praticantes têm o trauma como uma constante, como é o caso das lutas em geral, o handebol, basquetebol, voleibol e o futebol (Scheer, 2001). Assim, os mesmos requerem cuidados para o não impedimento da prática e consequente busca da melhoria de seus resultados (Coto, 2006). Dentro destes cuidados é citado o uso dos protetores bucais como um método preventivo e eficaz contra golpes sobre o complexo buco dento alveolar, procurando impedir assim, a laceração de tecidos moles, as fraturas corono-radiculares e alveolares, além da ocorrência de concussão (Patrick et al., 2005; Miura et al., 2007; Mihalik et al., 2007; Dincer; Rayman, 2008; Benson et al., 2009).

Os tipos de protetores bucais são basicamente três (ASTM F697-00): I - estoque; II – termoajustável; III – individualizado fabricado sobre modelo de gesso. O material mais empregado é o copolímero de etileno e acetato de vinila, também conhecido como EVA com 18 a 28% de acetato de vinila (Patrick et al., 2005; Takeda et al., 2006). Quanto à espessura, as mais empregadas pelos autores consultados são a de 3.0mm e 4.0mm (Coto, 2006; Miura et al., 2007; Poisson et al., 2009).

Embora o protetor bucal ainda não seja adotado pela grande maioria da população envolvida com atividades esportivas, seja por falta de conhecimento ou por dúvidas quanto à sua utilização (Freitas, 2008) é relatado em literatura (Scheer, 2001; Patrick et al., 2005; Coto, 2006) que o protetor individualizado mesmo tendo maior custo, porém viável é o mais adequado para os atletas de esportes de contato por proporcionar maior comodidade no uso (Barberini, 2003; Dincer; Rayman, 2008), pois além de gerar segurança ao atleta, permite que dispense atenção sobre o uso do protetor dada a adaptabilidade no arco (Barberini, 2003; Coto, 2006; Duarte-Pereira et al., 2008).

Atualmente, os trabalhos desenvolvidos caracterizam o grau de impacto e tensão por deslocamento do protetor bucal e estruturas as quais este protege

(Takeda et al., 2006; Miura et al., 2007, 2008). Para se estudar as situações de tensão sobre o complexo buco dento alveolar a análise de elementos finitos (AEF) é uma ferramenta que através de estudo matemático consiste na fragmentação de um meio contínuo em elementos, mantendo as mesmas propriedades do original (Lotti et al., 2006), ou seja, mimetiza a realidade utilizando recursos matemáticos e computacionais, que vem sendo aplicado nas áreas de saúde dentre elas a odontológica (Lotti et al., 2006; Yang; Xiang, 2007).

Assim, por meio desta metodologia podemos conhecer as tensões recebidas pelos tecidos dentários e de suporte no instante de um contato direto, de modo a se mostrar as alterações de comportamento das estruturas biológicas frente a um determinado esforço (Lotti et al., 2006; Li et al., 2007; Yang; Xiang, 2007) sem a exposição do indivíduo ao trauma.

Baseado nessas novas tendências e na possibilidade da AEF simular uma situação real de tensão e deformação, este trabalho procurou estudar o comportamento dos tecidos bucais (lábio, osso, dente e ligamento periodontal) frente à aplicação de forças simulando as consequências de um golpe frontal, sofrido por um atleta.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 História e tipos de protetores bucais

O primeiro protetor bucal conhecido na história foi confeccionado em 1882 pelo Dr. Woolf Krause, um dentista inglês, para o seu filho Phillip, que mais tarde se tornaria cirurgião-dentista e que, em 1921 confeccionou o primeiro protetor bucal para o lutador Ted Kid Lewis que consistia de duas lâminas de guta-percha entre os dentes de modo a absorver a força do impacto durante as lutas. Entretanto, dois anos antes, em 1919, o Dr. Thomas Carlos, em Chicago, já havia confeccionado um protetor bucal para o lutador Dinne O'Keefe (Knapik et al., 2007; Santiago et al., 2008).

Inicialmente proibido pelos comitês esportivos o protetor bucal passou a ser permitido pela Comissão de Atletas do Estado de Nova Iorque a fim de reduzir as consequências geradas pelos impactos durante as lutas (Knapik et al., 2007) e a partir de então observamos a sua relevância na história da odontologia do esporte e da traumatologia bucomaxilofacial.

Hickey e Morris (1967) correlacionaram os efeitos de um impacto e a relação com a pressão intracraniana com e sem o uso de protetor bucal em cadáver. Um protetor foi acoplado a um capacete vestido na cabeça do cadáver e impactos sobre a cabeça foram gerados. Como resultados os autores observaram queda na pressão intracraniana quando se utilizou o protetor bucal.

Segundo o American Society for Testing Materials para protetores bucais – ASTM F697-00 (2006), os protetores bucais estão dispostos em três tipos: I – padrão, de estoque, com tamanhos P, M e G; II – termoajustável; III – individualizado, confeccionado por um cirurgião-dentista.

2.2 Traumatologia buco dento alveolar

Toda atividade esportiva é passível de risco de trauma bucal, variando somente a incidência de danos (Newsome et al., 2001).

Considerando a necessidade do uso de um protetor bucal em esportes de alto índice de contato como é o caso do *kickboxing*, Shimoyama et al. (2009) relataram um caso de fratura em sínfise mandibular de um atleta usuário de protetor bucal, porém do tipo termoajustável, o qual se mostrou desconfortável e desadaptado durante o uso elevando o risco de fratura.

Um trabalho acerca da luxação de um incisivo central superior por meio da análise de elementos finitos em 2D foi realizado por Miura e Maeda (2008). Observaram que o ligamento periodontal tem papel importante no instante do trauma ao apresentar o seu comprimento ampliado por ter a sua função amortecedora amplificada, havendo fratura óssea antes do rompimento do ligamento periodontal.

Um questionário avaliativo (Lieger; von Arx, 2006) para estudantes nos Estados Unidos buscou estudar a ocorrência de danos orofaciais e cerebrais durante a prática esportiva, onde perguntas eram voltadas para algum tipo de trauma prévio, uso de protetor bucal antes e durante o choque, tipo de protetor bucal e se o uso foi obrigatório ou não. Os autores constataram que apenas 16% de 267 entrevistados usaram protetor, bem como dentre os danos mais freqüentes estavam a laceração de tecido mole e fratura dentária.

2.3 Método de prevenção

Poucas pessoas conhecem o protetor bucal e reconhecem sua importância quanto ao efeito preventivo e seu custo-benefício, portanto não considerando este dispositivo como acessório obrigatório de prevenção de traumas bucais (Pribble et al., 2004). Seja em dentição decídua, mista ou permanente há a necessidade de se precaver de modo a não trazer traumas psicológicos ou seqüelas permitindo que o indivíduo possa realizar as suas atividades normalmente (Dincer; Rayman, 2008).

Segundo a *American Dental Association* (2006) o uso de protetores bucais bem ajustados é importante contra o risco de trauma dentário, em especial os dentes incisivos centrais superiores, devendo o mesmo apresentar alta capacidade de absorção de impacto, reduzindo o pico de força de transmissão produzido pelo impacto sobre o material.

A prevenção de um trauma bucal está condicionada a três fatores: 1 - a absorção do impacto ou efeitos de dissipação de forças e deve ocorrer no próprio material do protetor bucal; 2 - o protetor bucal deve recobrir a palatina ou lingual dos incisivos como meio de reforço; 3 - o material deve tolerar o encontro dos dentes das arcadas, sendo este fator obtido com a oclusão ideal ou ajuste oclusal prévio (Takeda et al., 2008).

A importância do uso do protetor bucal dentro das diversas modalidades esportivas está na forma e deve seguir o arco permitindo boa adaptabilidade, favorecendo uma proteção adequada e conforto durante o uso (Padilla et al., 1996). Portanto, a geometria do protetor bucal em relação ao arco é importante quando se trata de conforto, pois a adaptabilidade do protetor reflete maior segurança ao atleta por evitar alavancas (Hoffmann et al.; 1999; Cummins; Spears, 2002) e permitir que haja redução do pico de força local antes de dissipar tensões provenientes do impacto para dentes e osso alveolar (Cummins; Spears, 2002).

Maior nitidez de eficiência é observada nos achados de Takeda et al. (2004; 2005) que, por meio de teste de impacto sobre mandíbulas e crânio sintético,

observaram queda no pico de força, ou seja, alta absorção do impacto recebido, reduzindo também a aceleração da cabeça evitando concussões cerebrais e promovendo queda no índice de fraturas do corpo protegido.

2.4 Protetor bucal tipo III – individualizado

O copolímero de etileno e acetato de vinila (EVA) é um material amplamente utilizado na indústria de calçados (Zattera et al., 2005), sendo muito empregado na confecção de placas expandidas para estampagem de palmilhas, entressolas, confecção de solados ou artigos como brinquedos, viseiras e protetores bucais. Para este último o teor de acetato de vinila está entre 18% e 28%. O EVA é, atualmente, o material mais empregado para a confecção de protetores bucais por apresentar boa capacidade de absorção do impacto e distribuição de tensões que são atenuadas de uma área menor para outra maior (Park et al., 1994; Maeda et al., 2008), sendo maior o poder de dissipação quanto maior a espessura (Tran et al., 2001), com a presença de água ou saliva e com temperatura próxima à corpórea (Park et al., 1994; Coto et al., 2007). Apresenta melhor desempenho quanto maior a carga recebida (Jagger et al.; 2000; Poisson et al., 2009) quando comparado, por exemplo, a elastômeros.

Alguns dos pontos a favor do EVA são a biocompatibilidade, facilidade de manipulação, confecção, limpeza e conforto ao usuário (Barberini, 2003; Dincer; Rayman, 2008).

A segurança sentida pelo atleta é essencial (Deyoung et al., 1994), pois determina o uso do protetor individualizado e a partir de então parte-se para a atuação preventiva de traumas orofaciais.

No caso do protetor individualizado a lâmina de EVA deve ser aquecida e posteriormente resfriada, o que gera alterações em sua estrutura micro e macromolecular (Gould et al., 2009). Tal plasticidade permite a cópia fiel da arcada a ser protegida.

Apesar de apresentar maior custo e tempo para a confecção (Newsome et al., 2001), o protetor bucal individualizado é o melhor meio de proteção contra laceração de tecidos moles e fraturas ou luxação de tecidos duros como é o caso de dentes e do osso alveolar. Além disso, também previne a ocorrência de trauma da face e o quadro de concussão cerebral (Lieger; von Arx, 2006; Bechor; Zadik, 2008; Benson et al., 2009) por promover um aumento do espaço entre a cabeça do côndilo e a fossa mandibular, reduzindo assim a pressão intracraniana no instante do impacto (Hickey et al., 1967).

Os limites do protetor bucal devem ser respeitados (Newsome et al., 2001) a fim de não gerar zonas desprotegidas ou de alavanca agredindo as estruturas intra-buciais (Patrick et al., 2005). O mesmo cuidado deve existir ao se avaliar a espessura final de um protetor bucal, o qual apresenta eficiência quando a espessura for da ordem de 3.0 e 4.0mm (Maeda et al., 2006).

Maeda et al. (2006) propuseram variações no recorte palatino do protetor a fim de melhorar a fala durante o uso, onde a redução se limitava ao nível cervical e no recorte da periferia do protetor bucal sendo esta maior ou menor na vestibular e palatina (Maeda et al., 2009). Nenhum deles foi conclusivo quanto aos limites exatos e corretos, mas outro estudo (McClelland et al., 1999) avaliou o grau de conforto de protetores com recorte vestibular pela metade que se mostrou insatisfatório.

Outro fator importante na confecção é com relação ao modelo de gesso a ser trabalhado, o qual não deve ser excessivamente recortado (Del Rossi; Leyte-Vidal, 2007) de modo a não promover diminuição na espessura da lâmina de EVA após o processo de plastificação, afetando a eficácia na absorção de forças dada uma menor quantidade de material em especial na superfície oclusal/incisal.

Algumas variações do protetor individualizado foram observadas com o intuito de melhorar o desempenho do dispositivo e com isto reduzir as chances de agressões buco dento alveolares. Sabe-se que um aumento na dureza do EVA, promove queda da absorção de impacto (Auroy et al., 1996) por concentrar maior força local, ou seja, aumentando o pico de força.

Materiais intermediários a lâminas de EVA têm sido propostos como reforço do protetor como é o caso do sorbotano (Bulsara; Matthew, 1997), um tipo de poliuretano viscoelástico utilizado em esportes e ortopedia e que apresenta boa absorção de impacto. Outra metodologia é a inclusão de ar durante a confecção do protetor bucal que apresenta resultados satisfatórios quando se avalia eficiência na absorção de impacto (Westerman et al., 2002).

Variações na confecção do protetor bucal individualizado com a inserção de uma lâmina de 1.0mm de resina acrílica e a inclusão de espaços no protetor foram estudadas por Takeda et al. (2006). O protetor com resina acrílica e espaço entre o mesmo e os dentes apresentou melhor desempenho na absorção do impacto em relação ao protetor somente com EVA.

Considerando as variações, um fator essencial é a necessidade de ajuste oclusal (Takeda et al., 2008) e a confecção adequada respeitando o registro, pois deste modo evita-se a ocorrência de alavancas, no instante do impacto, em dentes anteriores (Nakajima et al., 2008).

2.5 Análise por Elementos Finitos (AEF)

O método de análise pelos elementos finitos consiste em uma solução numérica que divide uma estrutura complexa em seções menores denominadas elementos e o conjunto destes gera uma malha tridimensional (Gerard et al., 2005). Este método numérico se baseia na discretização de um meio em elementos descritos por equações que são resolvidos por sistemas de equações algébricas, geralmente com o auxílio de softwares de elementos finitos (Pereira et al., 2007).

Inicialmente o método tem por objetivo transportar uma sequência de imagens tomográficas para um formato estereolitográfico, seguindo desta fase para a modelagem e posterior construção da malha tridimensional com respectivas propriedades dos tecidos e materiais envolvidos (Peng et al., 2006). Então, parte-se para a aplicação de cargas e obtenção dos resultados. Para tal viabilidade, existe a

necessidade de detalhamento da geometria estudada, bem como as condições de contorno e, como cada material envolvido apresenta um comportamento particular, regido pela sua lei constitutiva, o mesmo deve ser bem caracterizado (Kim; Mathieu, 1998; Coto, 2009).

O método dos elementos finitos garante certa previsibilidade de resultados sem que o fato seja diretamente em um indivíduo vivo, uma vez que aplicado de modo coerente e correto (Lotti et al., 2006; Laz et al., 2007). Para que haja fidelidade em um estudo é necessário o delineamento de cada lei constitutiva, a qual é composta por parâmetros do material. No caso do comportamento elástico-linear são necessários dois parâmetros: módulo de elasticidade (Módulo de Young, representado por **E**) e coeficiente de Poisson (representado por ν) de cada material.

A importância de se desenvolver e determinar modelos matemáticos, está no fato de que a realidade em relação a testes laboratoriais não coincidem se considerarmos que os tecidos biológicos são compostos por células, componentes extracelulares, sistema circulatório e água, elementos estes que estão em um contínuo processo de dinamismo (Krishnan; Davidovitch, 2006; Poisson et al., 2009). Entretanto, é possível se chegar o mais próximo da realidade quando se trata de carga sobre um determinado tecido e, conseqüentemente, avaliação da tensão/deformação sobre a matéria (El Sayed et al., 2008).

Na Odontologia o método ou a análise por elementos finitos, seja em 2D ou 3D, apresenta vertentes diversas que vão desde a avaliação da movimentação ortodôntica durante o uso da aparatologia fixa (Lotti et al., 2006), até o estudo da remodelação óssea no caso de implantes frente à exposição destes sob carga excessiva (Li et al., 2007).

No caso de reabilitações protéticas em pacientes maxilectomizados e não maxilectomizados, ou seja, para ambas as situações dentro do contexto de previsibilidade do planejamento protético em prótese parcial removível (Alvarenga, 2003), o método dos elementos finitos (MEF) tem se mostrado eficaz de modo que os testes pudessem elucidar onde existe maior concentração de tensões e, com isto,

onde se pode melhorar o planejamento protético sem trazer danos ao paciente (Miyashita, 2008; Gharechahi et al., 2008).

No âmbito da odontologia do esporte alguns autores estudaram a ocorrência do trauma dentário em maxila cadavérica mimetizando a realidade com atletas (Casas et al., 2007) e de lâminas de EVA frente ao impacto, onde quanto maior a rigidez do material, menor a capacidade de absorção e dissipação do estresse.

A importância do ligamento periodontal na absorção e distribuição de tensões no ato da mastigação e outras funções sobre o dente foi avaliada por Poiate et al. (2009). O modelo desenvolvido a partir de uma TC recebeu 100N, 500N e 800N de carga e em direções distintas. O método empregado apresentou resultados seguros e pertinentes sem a necessidade de testar diretamente em paciente de modo a prever o que se inferiu na prática clínica.

3 PROPOSIÇÃO

Frente aos achados da literatura propusemo-nos a avaliar em modelo tridimensional de estudo, as alterações que ocorrem sobre o complexo buco dento alveolar durante a aplicação de cargas no sentido frontal da ordem de 500N, 1000N e 1500N sobre o mesmo, durante a prática esportiva de contato, visando analisar o comportamento dos dentes, osso maxilar e tecidos anexos com e sem protetor bucal individualizado pelo método dos elementos finitos.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

Neste trabalho, os parâmetros necessários foram do lábio, osso cortical maxilar, dente (esmalte/dentina), do ligamento periodontal e do copolímero de etileno e acetato de vinila (EVA) flexível, o qual segue o modelo matemático não linear de Ogden (Coto, 2009).

Realizamos um estudo qualitativo utilizando a geometria do osso maxilar dentado em sua porção anterior, do incisivo central até o primeiro pré-molar e o conjunto era desprovido de variações anatômicas expressivas como apinhamento dentário ou retração gengival (Figuras 4.1 e 4.2).

Inicialmente o modelo empregado no trabalho foi originado a partir de cortes tomográficos em formato DICOM (*Digital Imaging Communications in Medicine*) de uma paciente que participou de um estudo prévio (Anexo A) e posteriormente transportados para o formato STL (*Stereolithography*) cedido pelo Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer, CTI, Campinas, SP a partir de parceria entre a Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo e a Instituição citada (Anexos B e C), o qual foi modelado no programa Rhinoceros® versão 4.0.

Figura 4.1 – Imagem de maxila em formato STL com todos os dentes, oriundos da tomografia computadorizada (Miyashita, 2008)

Figura 4.2 – Imagem de hemi-maxila modelada com os dentes e a mucosa gengival

O próximo passo foi o pré-processamento no programa ANSYS® v12 onde a seguinte sequência de execução foi respeitada:

- importação do modelo (sólido tridimensional) fechado e fixação no espaço
- definição dos materiais utilizados com seus respectivos parâmetros (Tabela 4.1)
- declaração de contato de cada sólido, ou seja, fase que visa buscar o contato entre as estruturas existentes no sólido obtido
- geração da malha tridimensional sendo o tipo de elemento utilizado o tetraédrico
- criação das condições de contorno do sólido
- carregamento do modelo tridimensional

Tabela 4.1 – Parâmetros determinados para cada estrutura modelada de acordo com a literatura (Holberg et al.; 2005, Poiate et al.; 2009, Coto, 2009)

Estrutura	Módulo de Young	Coefficiente de Poisson
Osso cortical	13700MPa	0.3
Mucosa gengival	1.8MPa	0.3
Mucosa labial	1.8MPa	0.3
Ligamento periodontal	70MPa	0.45
Dente (esmalte/dentina)	18600MPa	0.31
EVA	480MPa	0.48

Em seguida, partiu-se para a fase de processamento matemático do estudo também no programa ANSYS® v12, bem como o pós-processamento. Este último consiste na análise dos resultados elucidados pelo próprio *software*.

O sistema computacional utilizado desde a fase de 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 2.33GHz e 2,99GB de RAM.

Os dentes foram modelados conforme os valores fornecidos por alguns autores na literatura e representados na Tabela 4.2.

A malha tridimensional foi composta por 317.411 e 317.947 nós sem e com protetor, respectivamente. Quanto ao número de elementos este foi de 205.623 e 207.286 sem e com protetor, respectivamente.

Tabela 4.2 - Bases escolhidas para a determinação do comprimento* médio dos dentes modelados no BioCAD

	De Deus, 1992	Figún; Garino, 2003	Estrela, 2004	Machado, 2007	MÉDIA
Incisivo central	22.6	22.5	23.0	22.0	22.5
Incisivo lateral	22.1	22.0	23.0	22.5	22.4
Canino	27.2	26.8	25.0	27.0	26.5
Primeiro premolar	21.4	21.0	21.0	21.0	21.1

* valores expressos em milímetros

O modelo controle, ou seja, sem protetor bucal, está representado na Figura 4.3, com lábio, mucosa gengival, contorno ósseo alveolar da maxila e dentes com medidas médias obtidas em literatura (Ismail et al., 2002; Boneco; Jardim, 2005; Maria; Rossato, 2005; Lindhe, 2005; Daenecke et al., 2006; Egreja, 2008).

Figura 4.3 - Modelo controle: modelo tridimensional final sem protetor bucal

O protetor bucal modelado foi do tipo individualizado, ou seja, àquele que deve conter adaptação considerada satisfatória ao atleta de modo a seguir o contorno dos dentes, incluindo a superfície vestibular dos dentes conforme a Figura 4.4.

Figura 4.4 – Protetor bucal individualizado modelado no Rhinoceros® versão 4.0

Quanto ao protetor bucal, seguiu-se o protocolo aplicado pela Disciplina de Prótese Buco Maxilo Facial do Departamento de Cirurgia, Prótese e Traumatologia Maxilo Faciais da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo e descrito em literatura (Patrick et al., 2005):

- extensão do protetor: até a distal do segundo molar
- extensão vestibular: até 3.0mm da gengiva marginal vestibular
- extensão palatina: até 10.0mm da gengiva marginal palatina
- espessura incisal/oclusal: pelo menos 3.0mm
- espessura vestibular: pelo menos 3.0mm
- espessura palatina: pelo menos 2.0mm

Para a execução do trabalho, em decorrência da origem das imagens, houve a necessidade do parecer do Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo (Anexo D).

4.1 Critérios de falha do estudo

Os critérios de falha determinados para cada tecido foram:

- Tensão Máxima Principal: na avaliação do osso alveolar da maxila e dentes, elucida as zonas sujeitas à tração e compressão.
- Tensão Equivalente (von Mises): na avaliação tecido mole como lábio, mucosa gengival e ligamento periodontal, tendo por objetivo elucidar as zonas mais sujeitas ao cisalhamento (Holberg et al., 2005).
- Deslocamento Total: certifica-se que o modelo, em seus contatos, é coerente para que erros ou viés nos resultados não sejam gerados (Holberg et al., 2005).

O módulo de Young é a propriedade mecânica que revela o comportamento elástico de um material (Callister Jr, 2007):

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon}$$

Onde,

E é o módulo de Young, no estudo medido em megapascal

σ é tensão aplicada, medida em megapascal

ε é a deformação elástica longitudinal do corpo de prova (adimensional).

Este estudo foi realizado em velocidade quasi-estática para que a resposta do material e das estruturas estudadas fossem melhor entendidas. Sendo assim, a análise foi estática e linear elástica. Então, matematicamente o módulo de Young foi aproximado para $E = 1.4015$ MPa para o caso com protetor e $E = 2.1323$ MPa para o caso sem protetor.

5 RESULTADOS

Seguem, na seguinte ordem, os resultados obtidos no modelo controle e com protetor bucal nas respectivas cargas de 500, 1000 e 1500N.

5.1 Modelo sem protetor bucal (controle)

Carga de 500N

Figura 5.1 - Deslocamento total do lábio no instante do recebimento da carga de 500N

Figura 5.2 - Concentração de tensão de Von Mises na região de maior contato entre mucosa labial e dentes

Figura 5.3 - Tensão de von Mises na região de recebimento da carga com dissipação da mesma para os dentes e osso alveolar

Figura 5.4 - Deslocamento mais acentuado (área vermelha) na região de pilar canino

Figura 5.5 - Vista frontal do modelo; tensão máxima principal observada nos dentes e osso maxilar

Figura 5.6 - Vista Inferior, zonas de compressão observada nas cervicais dos dentes e porção palatina da maxila

Figura 5.7 - Vista inferior dos alvéolos sem os dentes; zonas de compressão observada nas cervicais dos dentes e porção palatina da maxila. Em amarelo, zonas de tração tanto para o ligamento periodontal (exceto para o primeiro pré-molar) como para a tábua óssea vestibular

Carga de 1000N

Pode-se observar que para cada elemento ou grupo do modelo tridimensional estudado houve um padrão de comportamento quanto à energia distorcional (von Mises), tensão máxima principal e deslocamento total conforme as Figuras de 5.8 a 5.12.

Figura 5.8 -. Tensão máxima principal do osso alveolar e do ligamento periodontal. Zonas de tensão por tração na vestibular nos incisivos e caninos e mesial do pré-molar e por compressão na palatina e distal do pré-molar

Figura 5.9 - Tensão máxima principal; concentração de tensão mais elevada por tração na cervical dos dentes incisivos e canino

Figura 5.10 - Deslocamento total do lábio sem protetor bucal

Figura 5.11 - Deslocamento total sobre a mucosa gengival sem a sobreposição do lábio. Maior deslocamento na região de pilar canino

Figura 5.12 – Tensão Equivalente (von Mises) na região de contato entre terço médio-incisal dos dentes e mucosa labial. A concentração de tensão está no contato entre o incisivo central e lábio

Carga de 1500N

Houve, novamente, um padrão de comportamento dos componentes do modelo foi o mesmo com relação às cargas de 500 e 1000N segundo as Figuras 5.13 a 5.18).

Figura 5.13 - Deslocamento do lábio; zonas de maior deslocamento nos incisivos e canino

Figura 5.14 - Tensão de von Mises na região de contato entre terço médio-incisal dos dentes e mucosa labial

Figura 5.15 - Concentração de tensões em lábio e dissipação da carga para dentes, mucosa gengival e osso alveolar

Figura 5.16 - Deslocamento total em mucosa gengival; maior deslocamento em região de pilar canino

Figura 5.17 – Tensão Máxima Principal; maior concentração de tensão por tração na região vestibular do modelo e tensão por compressão na porção palatina

Figura 5.18 – Tensões por tração na vestibular, em especial na região de incisivos e do canino. Forte compressão na porção palatina e ligamento periodontal

5.2 Modelo com protetor bucal

Carga de 500N

Dada a existência do protetor o modelo dispõe de uma alta dissipação da carga recebida por meio deste. As áreas incisais e de contato entre protetor e lábio apresentaram maior concentração de tensão de von Mises (Figura 5.23).

Figura 5.19 - Corte sagital do modelo; dissipação de força do lábio para o protetor bucal. Considerável concentração de tensões na área de contato entre lábio e protetor bucal

Figura 5.20 - Vista frontal do modelo; dissipação de força do lábio para o protetor bucal. Considerável concentração de tensões na área de contato entre lábio e protetor bucal

Figura 5.21 - Concentração de tensões sobre o protetor e dissipação destas para os dentes

As áreas de maior dissipação são: incisivo central, com sugestão de mobilidade dos incisivos no sentido disto-palatino, e do canino que tem o seu pilar dissipando mais tensão (Figura 5.22).

Figura 5.22 - Vista interna do protetor bucal individualizado. As áreas vermelhas representam maior energia distorcional. A área amarela sobre o canino indica dissipação de forças para o respectivo pilar

Figura 5.23 - Deslocamento da mucosa gengival no instante da aplicação da carga; zona de limite vestibular do protetor sobre a mesma

O nível de tensão para dentes, ligamento periodontal e osso alveolar da maxila foi baixo, indicativo de amortecimento da força inicial. De um modo geral, os dentes dissiparam tensão, em especial o canino por meio do pilar e o incisivo central. No ligamento, quando visível, a tensão é baixa por absorção da tensão pelo ligamento. Isto se reflete de modo mais evidente nos alvéolos, em especial no incisivo central, existindo uma redução das tensões quanto mais posterior (Figura 5.24).

Figura 5.24 - Comportamento do ligamento periodontal e do osso alveolar no recebimento da carga

Conforme a Figura 5.25, no caso da tensão máxima principal, observou-se que houve tensão por tração em grande parte da região vestibular e tensão por compressão em boa parte da região palatina da maxila.

Figura 5.25 - Visualização dos campos de tensão por tração na porção vestibular do osso alveolar e tensão por compressão da região palatina

Carga de 1000N

Para esta carga houve um comportamento similar nas dissipações de forças e nos deslocamentos observados na carga anterior sobre as estruturas envolvidas no modelo.

As Figuras 5.26 a 5.30 ilustram o comportamento das estruturas envolvidas em cada quesito de avaliação para esta carga.

Figura 5.26 – Deslocamento do lábio sob carga de 1000N

Figura 5.27 – Deslocamento da mucosa gengival no contato com o protetor bucal

Figura 5.28 – Zona de dissipação de tensões do protetor para os dentes pela região incisal. Maior nitidez observada no incisivo central

Figura 5.29 – Ligamento periodontal. Zonas de tração na porção vestibular e de compressão na palatina e distal

Figura 5.30 – Áreas de tração na vestibular e compressão na palatina. Notar aumento da tração no sentido apical do osso alveolar da maxila

Carga de 1500N

Conforme a Figura 5.31 observou-se alta concentração de tensão por compressão na região incisal como nos outros casos e em uma pequena parte da extensão palatina do protetor bucal havendo forte compressão.

Figura 5.31 – Tensão Máxima Principal. Zona de compressão no lábio e na porção incisal do protetor bucal. Tensão por tração na região de dentes e porção vestibular do modelo

6 DISCUSSÃO

A forma de visualização dos testes foi na escala logarítmica, a qual mostra os resultados com amplificação de modo a evidenciar com maior detalhamento os efeitos da carga sobre as estruturas envolvidas para cada modelo e respectiva concentração de tensões existente.

O aumento da carga aplicada apresentou forte relação com um aumento da energia distorcional (von Mises) sobre os sólidos (estruturas) envolvidos para ambos os modelos, como era de se esperar.

Ao se avaliar a quantidade de energia distorcional existente no modelo com protetor bucal e modelo controle observou-se uma redução em até 50% das tensões observadas no modelo com protetor, indicando que a existência do protetor faz diferença durante o seu uso.

Este estudo apresentou um caráter linear elástico em regime quasi-estático de modo a permitir um entendimento a respeito da aplicação de cargas sobre o complexo buco dento alveolar. Foi utilizada uma análise de coerência, a qual visa rastrear falhas, alterações morfológicas e erros dimensionais dos modelos estudado, importante para evitar viés de resultado. Outro cuidado neste estudo foi a interpolação de curvas elásticas para caracterizar o EVA que apresenta comportamento hiperelástico que gerou uma aproximação do Módulo de Young do material. A teoria se baseia nos achados de Coto (2009) ao avaliar a hiperelasticidade de um material que mimetizasse a pele humana. A partir de então, uma nova análise de coerência foi realizada e os resultados puderam ser elucidados. Tal entendimento pode ser confirmado através dos resultados, onde para os três níveis de carga escolhidos e aplicados (500, 1000 e 1500N) houve um padrão de comportamento que vai desde o lábio até o osso alveolar, mas com uma queda de até 50% das tensões geradas no modelo com protetor em relação ao modelo controle.

No modelo controle o lábio apresentou maior deslocamento na região de contato com os dentes, em especial, na altura do canino. No modelo com o protetor houve maior deslocamento no contato entre o protetor e o lábio, como uma transferência da carga de um para o outro. Neste ponto, deve-se mencionar a importância do lábio como agente primário de proteção e no caso do protetor, como um redutor do pico de força por absorção da carga e transferência em menor escala para os tecidos duros como osso e dentes, e moles como a mucosa gengival e ligamento periodontal, fenômeno este explicado através da característica do EVA.

No caso do osso alveolar maxilar houve maior concentração de tensão por tração na porção vestibular e tensão por compressão na porção palatina o que é considerado esperado em decorrência da orientação da carga aplicada que foi ântero-posterior. Na porção palatina, talvez não fosse esperado obter alta compressão na região de forame incisivo como foi observado nos resultados, pois nesta situação esperava-se uma concentração mais uniforme nesta região.

Com relação aos dentes envolvidos houve maior tensão por tração em áreas como as faces vestibulares em especial nos terços médio e incisal sendo as tensões mais expressivas, no modelo controle. Obtivemos a resposta esperada com o fato de que os dentes sofreram tensões e as transmitiram ao ligamento periodontal.

Quanto ao ligamento periodontal, pudemos observar maior concentração de tensões por tração na sua porção mais externa, ou seja, àquela intimamente ligada ao osso alveolar e na região palatina. Já no caso da porção voltada para os dentes modelados, houve maior compressão de um modo geral, mas com maior intensidade no terço cervical da região palatina e apical da vestibular.

Neste estudo, houve a manutenção da espessura final do protetor bucal de modo a se conhecer o padrão de comportamento do protetor bucal em relação aos tecidos como lábio, dentes, maxila e ligamento periodontal e vice-versa.

A viabilidade destes modelos no estudo fundamenta-se na observância da dissipação de tensões por áreas devidamente previsível como em estudos anteriores (Miura et al., 2007; Maeda et al., 2008) como é o caso da absorção da

carga e posterior dissipação por parte do protetor bucal para os dentes e destes para o ligamento periodontal e osso alveolar, e destes para as zonas de resistência do crânio, em especial o pilar canino que apresentou forte participação no caso sem protetor e com protetor bucal.

Um ponto que deve ser ressaltado e muito considerado por não ser apresentado em literatura, até então, é o comportamento do protetor em relação à maxila. Houve tendência do protetor bucal em deslocar para posterior durante a aplicação das cargas, em especial sob 1500N. Considerando o crânio de um indivíduo olhando fixamente para o horizonte seria uma tentativa de deslocar no sentido ântero-posterior influenciando em um dos fatores chave na confecção de um protetor bucal individualizado que é a adaptabilidade. Este é um dos itens mais importantes na confecção de um protetor bucal individualizado considerado ótimo por proporcionar segurança (Maeda et al., 2006; Takeda et al., 2006). Tal deslocamento pode ser inferido ao se avaliar o protetor e a sua relação com a forte compressão no palato e extensão até o pré-molar, o que justifica um mínimo de 10.0mm de extensão na região palatina do protetor. Nos resultados notou-se compressão na palatina dos dentes incisivos e canino, o que segundo Maeda et al. (2006) favorece o uso mas prejudica a retenção e adaptabilidade, mas não necessariamente o conforto. Neste caso, por se considerar um dispositivo de uso intermitente, e quando utilizado corretamente permite a comunicação entre os atletas, a ingestão de líquidos (Barberini, 2003; Coto, 2006). Portanto, a redução da extensão palatina em troca da absorção de cargas e redução do pico de força não é recomendada.

Este estudo tem um caráter pioneiro no âmbito dos protetores bucais e apresentou limitações computacionais que não inviabilizaram a execução e/ou continuidade do trabalho, mas prova que há mais a ser explorado de modo que se esclareçam mais ocorrências em estudos futuros em dinamismo e em estudos de caráter não-linear hiperelástico, em estudo dinâmico com a caracterização de todos os elementos envolvidos.

7 CONCLUSÕES

Frente aos achados deste trabalho, podemos concluir que:

- Mesmo com o aumento da carga aplicada houve um comportamento similar para os três níveis (500, 1000 e 1500N) no que diz respeito à dissipação de tensões.
- Ao se comparar o modelo controle com o modelo provido de protetor bucal houve uma absorção das tensões geradas em até 50%.
- O uso do protetor bucal é imperativo nas atividades esportivas, em especial às de contato de modo a reduzir danos ao atleta promovendo segurança ao mesmo.

REFERÊNCIAS¹

American Dental Association Council on Access, Prevention and Interprofessional Relations; ADA Council on Scientific Affairs. Using mouthguards to reduce the incidence and severity of sports-related oral injuries. J Am Dent Assoc. 2006 Dec;137(2):1712-20.

Alvarenga RFS. Estudo comparativo das tensões geradas por meio do método dos elementos finitos numa prótese parcial removível superior de extremidade livre, utilizando-se de grampos circunferenciais ou do swing-lock, [dissertação]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2003.

American Standards for Testing Materials – ASTM F697-00 (Reapproved 2006). Standard practice for care and use of athletic mouth protectors.

Auroy P, Duchatelard P, Zmantar NE, Hennequin M. Hardness and shock absorption of silicone rubber for mouthguards. J Prosthet Dent. 1996 Apr;75(4):463-71.

Barberini AF. Avaliação da influência do uso de diferentes tipos de protetores bucais no rendimento físico de atletas, [dissertação]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2003.

Bechor R, Zadik Y. An unusual lateral luxation of an upper incisor owing to long-term boxing without protection. Dent Traumatol. 2008 Oct;24:550-2.

Benson BW, Hamilton GM, Meeuwisse WH, McCrory P, Dvorak J. Is protective equipment useful in preventing concussion? A systematic review of the literature. Br J Sports Med. 2009;43(Suppl 1):i56-i67.

Boneco C, Jardim L. Estudo da morfologia labial em pacientes com padrão facial vertical alterado. Rev Portuguesa Estomatol Med Dent Cir Maxilofac. 2005;46(2):69-80.

Bulsara YR, Matthew IR. Forces transmitted through a laminated mouthguard material with a Sorbothane insert. Endod Dent Traumatol. 1998 Feb;14(1):45-7.

¹ De acordo com o estilo Vancouver

Callister Jr. W.D. Materials science and engineering. 7ª ed. New York: John Wiley & Sons; 2007.

Casas MJ, Krimbalis PP, Morris AR, Behdinah K, Kenny DJ. An experimentally calibrated finite element study of maxillary trauma. Dent Traumatol. 2007 Oct;23(5):273-7.

Coto NP. Estudo do comportamento mecânico de protetores bucais confeccionados em copolímero de etileno e acetato de vinila: modelo experimental de arcos dentais obtidos em epóxi, [dissertação]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2006.

Coto NP, Brito e Dias R, Costa RA, Antoniazzi TF, de Carvalho EP. Mechanical behavior of Ethylene Vinyl Acetate copolymer (EVA) used for fabrication of mouthguards and interocclusal splints. Braz Dent J. 2007;18(4):324-8.

Coto NP. Avaliação de protetor nasal para atividades desportivas: análise por elementos finitos, [tese de doutorado]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2009.

Cummins NK, Spears IR. The effect of mouthguard design on stresses in the tooth-bone complex. Med Sci Sports Exerc. 2002 Jun;34(6):942-7.

Daenecke S, Bianchini EMG, Silva APBV. Medidas antropométricas de lábio superior e filtro em crianças no período de dentição mista, nos diferentes tipos de oclusão e tipos faciais. Pró-fono 2006 Sep-Dec;18(3):249-58.

De Deus QD. Endodontia. 5ed. Rio de Janeiro: Medsi, 1992, 695p.

Del Rossi G, Leyte-Vidal MA. Fabricating a better mouthguard. Part I: Factors influencing mouthguard thinning. Dent Traumatol. 2007 Jun;23(3):149-54.

Deyoung AK, Robinson E, Godwin WC. Comparing comfort and wearability: custom-made vs. self-adapted mouthguards. J Am Dent Assoc. 1994 Aug;125(8):1112-8.

Dincer E, Rayman S. Fabricating an in-office mouth guard. Dent Assit. 2008 Jan-Feb;77(1):13-16, 47.

Duarte-Pereira DMV, Rey-Santamaria M, Javierre-Garcés C, Barbany-Cairó J, Paredes-Garcia J, Valmaseda-Castellón E, Berini-Aytés L, Gay-Escoda C. Wearability and physiological effects of custom-fitted VS self-adapted mouthguards. *Dent Traumatol*. 2008 Aug;24(4):439-42.

Egreja AMC. Avaliação clínica da relação entre a largura e a espessura do tecido queratinizado gengival [dissertação]. Rio de Janeiro: Universidade Veiga de Almeida, Faculdade de Odontologia; 2008.

El Sayed T, Mota A, Fraternali F, Ortiz M. A variational constitutive model for soft biological tissues. *J Biomech*. 2008;41(7):1458-66.

Estrela C. Ciência endodôntica. São Paulo: Artes Médicas; 2004. 1009p.

Figún ME, Garino RR. Anatomia odontológica funcional e aplicada. 5. ed. São Paulo: Artmed; 2003. 532p.

Freitas DA, Freitas, Antunes VA, Oliveira SL, Crispim RR. Avaliação do conhecimento de acadêmicos de Educação Física sobre avulsão/reimplante dentário e a importância do uso de protetor bucal durante atividades físicas. *Rev. Bras. Cir. Cabeça Pescoço*. 2008 Out-Dez;37(4):215-8.

Gerard JM, Ohayon J, Luboz V, Perrier P, Payan Y. Non-linear elastic properties of the lingual and facial tissues assessed by indentation technique. Application to the biomechanics of speech production. *Med Eng Physics*. 2005;Dec;27(10):884-92.

Gharechahi J, Sharifi E, Aghdaee NA, Nosohian S. Finite element method analysis of the stress distribution to supporting tissues in a Class IV Aramany removable partial denture (Part I: the teeth and periodontal ligament). *J Contemp Dent Pract*. 2008 Sep 1;9(6):65-72.

Gould TE, Piland SG, Shin J, McNair O, Hoyle CE, Nazarenko S. Characterization of mouthguard materials: thermal properties of commercialized products. *Dent Mater*. 2009 Dec;25(12):1593-602.

Hickey JC, Morris AL, Carlson LD, Seward TE. The relation of mouth protectors to cranial pressure and deformation. *J Am Dent Assoc*. 1967 Mar;74(4):735-40.

Hoffmann J, Alfter G, Rudolph NK, Göz G. Experimental comparative study of various mouthguards. *Endod Dent Traumatol*. 1999 Aug;15(4):157-63.

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 Mar;66(2):122-34.

Ismail SFH, Moss JP, Hennessy R. Three-dimensional assessment of the effects of extraction and nonextraction orthodontic treatment on the face. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2002 Mar;121(3):244-56.

Jagger R, Milward P, Waters M. Properties of an experimental mouthguard material. *Int J Prosthodont*. 2000;13:416-9.

Kim HS, Mathieu K. Application of laminates to mouthguards: finite element analysis. *J Mater Sci Mater Med*. 1998 Aug;9(8):457-62.

Knapik JJ, Marshall SW, Lee RB, Darakjy SS, Jones SB, Mitchener TA, de La Cruz GG, Jones BH. Mouthguards in sport activities: history, physical properties and injury prevention effectiveness. *Sports Med*. 2007;37(2):117-44.

Krishnan V, Davidovitch Z. Cellular, molecular, and tissue-level reactions to orthodontic force. *Am J Orth Dentofac Orthop*. 2006 Apr;129(4):469.e1-32.

Laz PJ, Stowe JQ, Baldwin MA, Petrella AJ, Rullkoetter PJ. Incorporating uncertainty in mechanical properties for finite element-based evaluation of bone mechanics. *J Biomech*. 2007;40(13):2831-6.

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 Dec;27(6):745-7.

Lieger O, von Arx T. Orofacial/cerebral injuries and the use of mouthguards by professional athletes in Switzerland. *Dent Traumatol*. 2006 Feb;22(1):1-6.

Lindhe J. Tratado de periodontia clínica e implantologia oral. 4ª ed. São Paulo: Guanabara Koogan; 2005. 1048 p.

Lotti RS; Machado A W, Mazzeiro ET; Landre Júnior J. Aplicabilidade científica do método dos elementos finitos. *Rev. Dent. Press Ortod. Ortop. Facial*. 2006 Mar-abr;11(2):35-43.

Machado MEL. Endodontia: da biologia à técnica. São Paulo: Santos; 2007. 484p.

McClelland C, Kinirons M, Geary L. A preliminary study of patient comfort associated with customized mouthguards. *Br J Sports Med*. 1999 Jun;33(3):186-9.

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 Dec;40(12):1006-8.

Maeda M, Takeda T, Nakajima K, Shibusawa M, Kurokawa K, Shimada A, Takayama K, Ishigami K. In search of necessary mouthguard thickness. Part 1: From the view point of shock absorption ability. *J Jpn Prosthodont Soc*. 2008 Apr;52(2):211-9.

Maeda Y, Yonehata Y, Satoh H. Mouthguard retention: Is design or accuracy of fit more critical? *Quintessence*. 2009 May;40(5):e13-8.

Maria FRT, Rossato C. Avaliação do ângulo nasolabial e do lábio superior em jovens tratados ortodonticamente com extrações de quatro pré-molares. *Rev Dent Press Ortodon Ortop Facial*. 2005 Mai/Jun;10(3):23-35.

Mihalik JP, McCaffrey MA, Rivera EM, Pardini JE, Guskiewicz KM, Collins MW, Lovell MR. Effectiveness of mouthguards in reducing neurocognitive deficits following sports-related cerebral concussion. *Dent Traumatol*. 2007 Feb;23(1):14-20.

Miura J, Maeda Y, Machi H, Matsuda S. Mouthguards: difference in longitudinal dimensional stability between single- and double-laminated fabrication techniques *Dent Traumatol*. 2007 Feb;23(1):9-13.

Miura J, Maeda Y. Biomechanical model of incisor avulsion: a preliminary report. *Dent Traumatol*. 2008 Aug;24(4):454-7.

Miyashita ER. Análise de elementos finitos em prótese obturadora maxilar Classe IV de Aramany: carregamento anterior [dissertação]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2008.

Nakajima K, Takeda T, Kawamura S, Shibusawa M, Nara K, Kaoru N, Ishigami K. A vacuum technique to increase anterior thickness of athletic mouthguards to achieve a full-balanced occlusion. *Dent Traumatol*. 2008 Feb;24(1):50-2.

Newsome PRH, Tran DC, Cooke MS. The role of the mouthguard in the prevention of sports-related dental injuries: a review. *Int J Paed Dent*. 2001 Nov;11(6):396-404.

Padilla R, Dorney B, Balikov S. Prevention of oral injuries. *J Calif Dent Assoc*. 1996 Mar;24(3):30-6.

Park JB, Shaull KL, Overton B, Donly KJ. Improving mouth guards. *J Prosthet Dent*. 1994 Oct;72(4):373-80.

Patrick DG, van Noort R, Found MS. Scale of protection and the various types of sports mouthguard. *Br J Sports Med*. 2005 May;39(5):278-81.

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 Apr;28(3):227-33.

Pereira GPM, Neto PS, Almeida DL. Avaliação de franjas fotoelásticas simuladas no MatLab e software de elementos finitos. VIII Congresso Iberoamericano de Engenharia Mecânica; 23 a 25 Out 2010; Cuzco, Peru. Cuzco: Pontificia Universidade Catolica Del Peru/ Federación Iberoamericana de Ingeniería Mecánica; 2007.

Poiate IAV, Vasconcellos AB, Santana RB, Poiate Jr E. Three-dimensional stress distribution in the human periodontal ligament in masticatory, parafunctional, and trauma loads: finite element analysis. *J Periodontol*. 2009 Nov;80(11):1859-67.

Poisson P, Viot P, Petit J. Behavior under impact of two polyvinyl acetate-polyethylene (PVA-PE) polymers and one elastomer – application to custom-made mouthguards. *Dent Mater J*. 2009 Mar;28(2):170-7.

Pribble JM, Maio RF, Freed GL. Parental perceptions regarding mandatory mouthguard use in competitive youth soccer. *Inj Prev*. 2004 Jun;10(3):159-62.

Santiago E, Simões R, Soares D, Pereira JA, Caldas T. Protector Bucal “custom-made”: indicações, confecção e características essenciais. *Arq Med*. 2008;22(1):25-33.

Scheer, B. Prevenção dos traumatismos dentais e orais. In: Andreasen JO, Andreasen FM. Texto e atlas colorido de traumatismo bucal. 3ªed. Porto Alegre: Artmed; 2001.

Shimoyama T, Masuda I, Numa T, Horie N. Mandibular fracture with a mouth formed mouthguard in kickboxing. *Dent Traumatol*. 2009 Apr;25(2):242-44.

Takeda T, Ishigami K, Shintaro K, Nakajima K, Shimada A, Regner CW. The influence of impact object characteristics on impact force and force absorption by mouthguard material. *Dent Traumatol*. 2004 Feb;20(1):12-20.

Takeda T, Ishigami K, Hoshina S, Ogawa T, Handa J, Nakajima K, Shimada A, Nakajima T, Regner CW. Can mouthguards prevent mandibular bone fractures and concussions? A laboratory study with an artificial skull model. *Dent Traumatol*. 2005 Jun;21(3):134-40.

Takeda T, Ishigami K, Handa J, Naitoh K, Kurokawa K, Shibusawa M, Nakajima K, Kawamura S. Does hard insertion and space improve shock absorption ability of mouthguard? *Dent Traumatol*. 2006 Apr;22(2):77-82.

Takeda T, Ishigami K, Nakajima K, Naitoh K, Kurokawa K, Handa J, Shomura M, Regner CW. 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 Jun;24(3):360-5.

Tran D, Cooke MS, Newsome PRH. Laboratory evaluation of mouthguard material. *Dent Traumatol*. 2001 Dec;17(6):260-5.

Westerman B, Stringfellow PM, Eccleston JA. Beneficial effects of air inclusions on the performance of ethylene vinyl acetate (EVA) mouthguard material. *Br J Sports Med*. 2002 Jun;36(3):205-8.

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.

Zattera AJ, Bianchi O, Zeni M, Ferreira CA. Caracterização de resíduos de copolímeros de etileno-acetato de vinila – EVA. *Polímeros: Ciênc Tecnol*. 2005 Jan;15(1):73-8.

ANEXO A – Carta de doação da Disciplina de Prótese Buco Maxilo Facial da FOUSP ao CTI

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA

TERMO DE TRANSFERÊNCIA DE BANCO DE DADOS

Pelo presente **TERMO DE TRANSFERÊNCIA** o pesquisador responsável pelo Processo nº 06/03765-4 junto à FUNDAÇÃO DE AMPARO À PESQUISA DO ESTADO DE SÃO PAULO, Linha de Fomento – Auxílio Pesquisa – Regular, desenvolvido junto à instituição nº 01 001 032 - Faculdade de Odontologia / Universidade de São Paulo, Profa. Dra. Beatriz Silva Câmara Mattos, transfere o Banco de Dados de Imagens constituído pelas imagens geradas no desenvolvimento do Trabalho de Pesquisa intitulado “ESTABILIDADE DIMENSIONAL EM PRÓTESE ÓCULO-PALPEBRAL CONFECCIONADA POR MEIO DE MODELO REVERSO OBTIDO PELO SISTEMA CAD/CAM” para o **CENTRO DE PESQUISA RENATO ACHER – CENPRA**, Ministério da Ciência e Tecnologia.

São Paulo, 15 de setembro de 2008.

Profa. Dra. Beatriz Silva Câmara Mattos

ANEXO B – Solicitação de parceria com o Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer - CTI,
Campinas, SP

Universidade de São Paulo
Faculdade de Odontologia
Programa de Pós-Graduação em Odontologia
Área - Prótese Buco Maxilo Facial

PBMF. 06/11/08/2009

Prezado Senhor:

Vimos pelo presente solicitar a Vossa Senhoria suporte científico e tecnológico no desenvolvimento do trabalho de dissertação de Mestrado do meu orientado Cirurgião-Dentista Felipe Andres Ortiz Poblete, a ser apresentado no Programa de Pós-Graduação em Odontologia – Área: Prótese Buco Maxilo Facial desta Faculdade.

Certo da presteza e atenção sempre oferecida por Vossas Senhorias, agradeço este intercâmbio científico e tecnológico desta conceituada Instituição.

Atenciosamente,

Prof. Tjt. Reinaldo Brito e Dias
Orientador e Chefe do Departamento de
Cirurgia, Prótese e Traumatologia Maxilo Faciais

Ilmo. Sr.
Dr. JORGE VICENTE LOPES DA SILVA
DD. Responsável pela Divisão de Tecnologias Tridimensionais
Do Centro de Tecnologia e Informação Renato Archer - CENPRA

Av. Prof. Lineu Prestes, 2227 - Cidade Universitária "Armando de Salles Oliveira".
São Paulo - SP - CEP 05508-900 - FAX (0XX11) 3091-7879 -
Tels. Coordenadoria (0XX11) 3091-7878 - Secretaria do Depto. (0XX11) 3091-7878.

ANEXO C – Resposta de parceria entre CTI e FOU SP

Ministério da
Ciência e Tecnologia

Campinas, 29 de setembro de 2009.

Ilmo. Prof. Titular Reinaldo Brito Dias
Chefe do Departamento de Cirurgia e Traumatologia Maxilo Faciais
Faculdade de Odontologia – Universidade Estadual de São Paulo

Prezados Professor:

Pela presente, declaro a intenção do Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer – CTI (antigo CenPRA), unidade de Pesquisa do Ministério da Ciência e Tecnologia, por meio de sua Divisão de Tecnologias Tridimensionais, em prestar apoio científico e tecnológico ao projeto de pesquisa coordenado por Vossa Senhoria, intitulado ANÁLISE POR MEIO DOS ELEMENTOS FINITOS DE PROTETOR BUCAL PARA ATIVIDADES ESPORTIVAS, a ser realizado por Felipe Andrés Ortiz durante seu mestrado. Este projeto será realizado no programa de Pós-graduação em Odontologia na Faculdade de Odontologia da Universidade Estadual de São Paulo – USP, área de concentração de Prótese Buco Maxilo Facial.

Adicionalmente o CTI disponibilizará a sua base de dados de imagens 3D de maxilas como elemento base de estudo.

O interesse do CTI neste projeto se dá pelas características complementares e multidisciplinares das instituições envolvidas e pelas possibilidades de desenvolvimentos na fronteira do conhecimento da engenharia com a odontologia.

À disposição para maiores informações que se fizerem necessárias.

Respeitosamente,

Dr. Jorge Vicente Lopes da Silva
Chefe da Divisão de Tecnologias Tridimensionais – DT3D
Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer – CTI
Ministério da Ciência e Tecnologia – MCT
Tel.: 19-3746-6142
E-mail: jorge.silva@cti.gov.br
<http://www.cti.gov.br>

ANEXO D - Parecer do Comitê de Ética da FOU SP

Universidade de São Paulo
Faculdade de Odontologia
Comitê de Ética em Pesquisa

PARECER DE APROVAÇÃO
FR 300768
Protocolo 164/2009

O grupo de trabalho indicado pelo Comitê de Ética em Pesquisa **APROVOU** o de pesquisa "Análise por meio dos elementos finitos de protetor bucal para atividades esportivas", de responsabilidade do(a) Prof.(a) Dr.(a.) Reinaldo Brito e Dias.

Tendo em vista a legislação vigente, devem ser encaminhados a este Comitê relatórios anuais referentes ao andamento da pesquisa e ao término cópia do trabalho em "cd". Qualquer emenda do projeto original deve ser apresentada a este CEP para apreciação, de forma clara e sucinta, identificando a parte do a ser modificada e suas justificativas.

São Paulo, 08 de dezembro de 2009.

Prof. Dr. João Gualberto de Cerqueira Luz
Coordenador do CEP-FOUSP