IVAN ONONE GIALAIN

**Estudo da eficácia de protetores bucais para esporte quanto à espessura
por meio de análise em elementos finitos**

São Paulo

2015

IVAN ONONE GIALAIN

**Estudo da eficácia de protetores bucais para esporte quanto à espessura
por meio de análise em elementos finitos**

Versão Corrigida

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 Maxilofacial

Orientador: Prof. Dr. Reinaldo Brito e Dias

São Paulo

2015

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 da Publicação
Serviço de Documentação Odontológica
Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo

Gialain, Ivan Onone.

Estudo da eficácia de protetores bucais para esporte quanto à espessura por meio de análise em elementos finitos / Ivan Onone Gialain ; orientador Reinaldo Brito e Dias. -- São Paulo, 2015.

59 p. : fig., graf., quadro ; 30 cm.

Dissertação (Mestrado) -- Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas. Área de Concentração: Prótese Buco-Maxilofacial. -- Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

Versão Corrigida.

1. Método dos elementos finitos - análise. 2. Odontologia preventiva.
3. Equipamento de proteção individual. 4. Traumatismos em atletas. 5. Protetores bucais. I. Brito e Dias, Reinaldo. II. Título.

Gialain IO. 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.

Aprovado em: ____/____/2015

Banca Examinadora

Prof(a). Dr(a). _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof(a). Dr(a). _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Prof(a). Dr(a). _____

Instituição: _____ Julgamento: _____

Dedico esse trabalho à memória de todos aqueles que se foram cedo demais,
e que ainda tinham muito a acrescentar a nosso mundo.

Em especial aos amigos Douglas Aparecido e Samia Iwai Cabral, e aos meus
queridos professores Francisco Malandrino e Silvia Boldrini.

AGRADECIMENTOS

A Deus, pela oportunidade da vida e pela força para superar as dificuldades que nos são impostas no dia-a-dia.

A quem, sem a participação, esse trabalho não seria possível:

- Primeiramente ao meu orientador Prof. Dr. Reinaldo Brito e Dias, apenas uma expressão pode refletir o meu sentimento pela oportunidade de fazer pesquisa e por todos os ensinamentos: “Muito Obrigado!”.
- Prof^a. Dr^a. Neide Pena Coto, por me ensinar muito além do mundo acadêmico, por me puxar para o chão e me dar bronca quando minha inexperiência e falta de conhecimento vinham à tona.
- Professores que dividiram comigo todo seu conhecimento em prol desse trabalho, Prof^a. Dr^a Larissa Driemeier e Prof. Dr. Pedro Yoshito Noritomi, e todos os profissionais do CTI Renato Archer e do GMSIE da EPUSP.

A quem me acompanhou durante o curso de mestrado:

- Todos os professores da disciplina de Prótese Bucomaxilofacial, que me engrandeceram, cada um com seu conhecimento e didática individual: Prof^a. Dr^a. Beatriz Câmara Matos, Prof^a. Dr^a. Cleusa Aparecida Geraldini Campanini, Prof^a. Dr^a. Márcia André, Prof. Dr. Dorival Pedroso da Silva, Prof. Dr. Antônio Carlos Lorenz Sabóia.
- Meus colegas de Pós-Graduação, tanto dentro do departamento quanto de outros departamentos. Em especial aos meus novos amigos, que me ajudaram a percorrer esse caminho: Marcus Vinícius Cobein, Denise Moral Nakamura, Patrícia Tiemy Hirono Hotta, Valéria Tognato Costa, Paulo Eduardo Damiani, Lívia Vieira Morelli, Marina Leite Pimentel, Andrea Alves de Souza, Rennan Santos, Andrea Tolentino, Roberta Bezerra Pontes, Lucas Ferradans, Tatiana Saito, Agda Maria Moura, Simone Kawabata.
- Grandes amigos e exemplos profissionais, Prof. Dr. Arthur Cortês, Prof^a Dr^a. Vivian Bradaschia, Prof^a Dr^a. Karina Cecília Panelli Santos, Prof^a Dr^a. Ana Cecília Aranha, Prof^a Dr^a. Patrícia Freitas, C.D. Fernando dos Reis, Prof. Ms. Flávio Tampelini, Prof. Dr. Matsuyoshi Mori.
- Todos os funcionários e professores do Departamento de Cirurgia, Traumatologia e Prótese Buco Maxilofaciais, em especial ao técnico Paulo Sérgio Andermachi, por me auxiliar na busca por conhecimento em protetores bucais.

- Todos os funcionários do SDO (Serviço de Documentação Odontológica) da FOU SP pelo trabalho sempre bem feito e pela receptividade.

A quem colaborou na minha formação como Cirurgião Dentista:

- Todos os alunos da graduação e pós-graduação de nossa casa, com carinho especial a todos os colegas da Turma 99.
- Todos os professores da Faculdade de Odontologia, do Instituto de Ciências Biomédicas, Instituto de Química e Faculdade de Psicologia, meu muito obrigado.
- Amigos e amigas especiais que formei durante e após o curso: Rodrigo Paiva, Eduardo Tadashi Kakiuchi, Daniela Yoshida, Renata Guimarães, Stephanie Garófalo e a todos os meninos do grupo dos 18.

A quem, sem de maneira direta ou indireta, foi importante para minha formação pessoal:

- Primeiramente meus pais, João Batista Gialain e Ana Maria Onone Gialain, juntamente com a minha irmã Cristina Onone Gialain, formam o pilar de minha existência.
- Meus avós paternos, João e Elza, e maternos, Yoshinobu (*in memoriam*) e Alice (*in memoriam*), que juntamente com meus tios e primos são meus exemplos de conduta.
- Meus grandes amigos de infância e irmãos por escolha: Bruno Stankevicius Manoel, Paulo Eduardo do Vale Sampaio e Souza, Thiago Lopes Souza, Igor Lopes Souza, Eric Fontes Sá, Marcel Camargo Melfi, Marcus Samed, Márcio Montone. Minha ética foi construída durante esses anos de amizade.
- Minha grande amiga Fernanda Silva Miguel, que merece um agradecimento especial por ter me ajudado tanto a crescer no início da minha vida adulta.
- Todos meus amigos que o esporte trouxe: Hugo Hideki Nakahara, Rodolfo Neira Leite Pinheiro, Patrícia de Palma, Rafael e todos que já dividiram comigo o amor pelo handebol. Agradeço também a todos que fizeram parte da AAA XXV de Janeiro.
- Amigos mantidos desde os primeiros anos escolares: Agnes Correia Striulli, Felipe Yamaguchi, Felipe Pontual, Thiago Tomasi, Gabriela Pupo, Débora Mayer, Fabrício Meccheri, Daniel Packness e Thalita Ambrosano.

“There is nothing noble in being superior to your fellow man; true nobility is being superior to your former self”

Ernest Hemingway

Tradução livre: Não há nada de nobre em ser superior a seu próximo; a verdadeira nobreza está em ser superior a seu antigo “eu”.

RESUMO

Gialain IO. Estudo da eficácia de protetores bucais para esporte quanto à espessura por meio de análise em elementos finitos [dissertação]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2015. Versão Corrigida.

Atletas de diversas modalidades esportivas estão sujeitos a sofrer lesões no complexo dento-maxilo-facial por diversos impactos mecânicos, como choques contra o solo, outros atletas, bolas, etc. As principais preocupações dos cirurgiões-dentistas em relação a esses choques são as lesões irreversíveis em elementos dentais e/ou bases ósseas. A melhor estratégia para controlar a ocorrência e gravidade dessas lesões é a utilização de protetores bucais individualizados, que além da proteção, não diminuem o desempenho dos atletas. Para avaliar a eficiência dos protetores bucais a análise por elementos finitos foi empregada, e o objetivo do presente trabalho foi avaliar o comportamento mecânico do protetor em EVA de diversas espessuras diferentes. A análise por elementos finitos foi conduzida utilizando a geometria de um incisivo central obtida por meio de tomografia computadorizada. A simulação foi constituída pelo esmalte e dentina do elemento dental, protetor bucal em EVA e uma esfera de borracha que era o objeto impactante. As geometrias foram transformadas em elementos sólidos e apenas os nós do terço apical da dentina radicular foram fixados. O pré-processamento foi realizado no Hypermesh® e no LS-PrePost®, o processamento foi feito pelo software LS-DYNA®. O estudo foi observado em 3D. Foram observadas a máxima e a tensão mínima principal no esmalte e na dentina em cinco variáveis: com protetor bucal de 1mm, 2mm, 3mm e 4mm, e como grupo controle foi utilizada uma geometria simples sem EVA. A tensão mínima principal no esmalte ocorreu no centro da face vestibular e seu valor foi maior sem o protetor bucal e diminuiu com o aumento da espessura do protetor, a tensão máxima no esmalte ocorreu na união entre esmalte e dentina na face vestibular. Na dentina a tensão máxima principal ocorreu na face vestibular da

raiz e a tensão mínima ocorreu na face palatina. Os resultados mostraram que o protetor bucal foi benéfico, diminuindo as tensões compressivas e de tração no esmalte, porém não mostrou significativa melhoria quando as tensões na dentina foram comparadas.

Palavras-chave: Análise de elementos finitos. Odontologia preventiva. Equipamento de proteção. Traumatismo em atletas.

ABSTRACT

Gialain IO. Finite element analysis of the efficacy of sports mouthguards regarding thickness [dissertation]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2015. Versão Corrigida

In different sports, the athletes are likely to experience injuries on teeth, soft tissue and bone, usually by mechanic trauma, such as falling on the ground, shocking against other player, balls, etc. The dentist main concerns are the permanent injuries on teeth and bone complex. The best strategy to fight these impairments still is the prevention, using individualized sports mouthguards. To evaluate the efficacy of the mouthguards, the finite element analysis was used, and the purpose of the present study was to evaluate the mechanical behavior to the EVA mouthguard on different thickness. The finite element analysis was made using geometry of a superior central incisor, which was acquired by computerized tomography. The simulation was made with enamel and dentin from the tooth, an EVA mouthguard and a rubber sphere that was the impacting object. All geometries was transformed into solid elements and the knots on the apical third of the root dentin were fixed. The pre-process was made using Hypermesh® and LS-PrePost® e and processing of data was made on LS-DYNA® software. The results were the maximum and minimum main stress on the enamel and dentin solids in five different situations: no mouthguard and mouthguard with thickness of 1mm, 2mm, 3mm and 4mm. The minimum main stress on the enamel was measured at the center of the vestibular surface and the higher value was observed with no mouthguard and the values decreased as the thickness of the mouthguard increased, the maximum main stress on enamel occurred near the amelodentin junction on the vestibular surface, but no significant changes were observed among the situations. As for the dentin the maximum main stress occurred on the buccal surface of the root, and the

minimum main stress on the lingual surface. The results show that the mouthguard was efficient decreasing the compressive and tensile stress on enamel, but did not make significant improvement as on both stresses on dentin.

Keywords: Finite element analysis. Preventive dentistry. Protective devices. Athletic injuries.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 2.1	Réplica do protetor feito em guta percha no final do século XIX ...	19
Figura 2.2	A – Fratura de esmalte; B – Fratura de esmalte + dentina; C – Fratura de esmalte + dentina + exposição pulpar; D – Fratura radicular no terço cervical; E – Fratura radicular no terço médio ; F – Fratura radicular no terço apical.....	21
Figura 2.3	A – Luxação lateral; B – Dente sem lesão; C – Luxação intrusiva; D – Luxação extrusiva; E – Dente sem lesão ; F – Avulsão	22
Figura 2.4	A – Laceração; B – Contusão; C – Abrasão.....	23
Figura 2.5	Protetores bucais do tipo I (esquerda), tipo II (centro) e tipo III (direita)	25
Figura 2.6	Limite vestibular e palatino de um protetor bucal	26
Figura 4.1	Dente composto por polysurfaces fechadas e divididas nos dois materiais: dentina (amarelo) e esmalte (bege)	35
Figura 4.2	Dente dividido em elementos: elementos de dentina (azul) e de esmalte (verde)	35
Figura 4.3	Modelo de impacto de esfera de borracha utilizado como controle, com as estruturas divididas em elementos: dentina (azul), esmalte (verde), e esfera de borracha (cinza)	36
Figura 4.4	Modelo de impacto de esfera de borracha com protetor de 1mm de espessura, com as estruturas divididas em elementos: dentina (azul), esmalte (verde), protetor (rosa) e esfera de borracha (cinza).....	37

- Figura 5.1 Vista lateral do choque entre a esfera de borracha (bege) contra as estruturas: dentina (vermelho), esmalte (azul) e protetor bucal de 1mm (verde) em três diferentes momentos – A: contato inicial entre esfera e protetor (0,08ms) – B: maior área de contato entre esfera e dente (0,32ms) – C: instante em que a esfera perde contato com o dente (0,6ms) 40
- Figura 5.2 A – região com maior valor de P3 no esmalte; B – região com maior valor de P1 no esmalte; C – região com maior valor de P1 na dentina; D – região com maior valor de P3 na dentina..... 41
- Figura 5.3 Vista vestibular do elemento dentário – Tensão mínima principal (P3) do esmalte – A: controle – B: protetor de 1mm – C: protetor de 2mm – D: protetor de 3mm – E: protetor de 4mm 42
- Figura 5.4 Vista lateral mesial – Tensão máxima principal (P1) do esmalte – A: controle – B: protetor de 1mm – C: protetor de 2mm – D: protetor de 3mm – E: protetor de 4mm..... 43
- Figura 5.5 Vista vestibular do elemento dentário – Tensão máxima principal (P1) da dentina– A: controle – B: protetor de 1mm – C: protetor de 2mm – D: protetor de 3mm – E: protetor de 4mm 45
- Figura 5.6 Vista palatina do elemento dentário – Tensão mínima principal (P1) da dentina– A: controle – B: protetor de 1mm – C: protetor de 2mm – D: protetor de 3mm – E: protetor de 4mm..... 45

Gráfico 5.1 Tensão mínima principal observada no esmalte	42
Gráfico 5.2 Tensão máxima principal observada no esmalte	44
Gráfico 5.3 Tensão máxima principal observada na dentina	46
Gráfico 5.4 Tensão mínima principal observada na dentina	46

LISTA DE SIGLAS E ABREVIações

AEF	Análise por Elementos Finitos
ASTM	<i>American Standards for Testing Materials</i>
cm	centímetro: unidade de medida de comprimento
°C	grau Celsius: unidade de medida de temperatura
DICOM	<i>Digital Imaging Communications in Medicine</i>
EVA	copolímero de etileno e acetato de vinila
NCAA	<i>National Collegiate Athletic Association</i>
g	grama: unidade de medida de massa
J	Joule: unidade de medida para trabalho
mm	milímetro: unidade de medida de comprimento
MMA	<i>mixed martial arts</i> : sigla em inglês para a modalidade de artes marciais mistas
MPa	megapascal: unidade de medida de pressão
ms	milissegundo: unidade de medida de tempo
m/s	metro por segundo: unidade de medida de velocidade
N	Newton: unidade de medida de força
NURBS	<i>Non-Uniform Rational B-Spline</i>
PVC	polivinilclorido
PU	poliuretano
t/mm ³	tonelada por milímetro cúbico: unidade de medida de densidade

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	17
2 REVISÃO DE LITERATURA	19
2.1 Histórico do protetor bucal	19
2.2 Traumatologia oro-facial no esporte	21
2.3 Tipos de protetores bucais.....	24
2.4 Testes mecânicos com protetores bucais	27
2.5 Análise por elementos finitos	29
2.6 Caracterização das estruturas biológicas.....	31
2.7 Análise por elementos finitos com protetores bucais	32
3 PROPOSIÇÃO	33
4 MATERIAIS E MÉTODOS	34
5 RESULTADOS.....	40
6 DISCUSSÃO	47
6.1 Escolha dos materiais e características mecânicas	47
6.2 Variação da espessura do protetor bucal.....	48
6.3 Trabalhos futuros.....	49
7 CONCLUSÃO	50
REFERÊNCIAS.....	51
ANEXO.....	57

1 INTRODUÇÃO

Lesões no complexo dento-maxilo-facial são muito frequentes em praticantes de esportes de contato (ex: basquete, handebol, rúgbi, etc.) (1–3). Ocorrem por diferentes causas e com diferentes níveis de comprometimento dos tecidos, desde pequenas lacerações de lábio até fraturas faciais severas e concussões. Um dispositivo usado para minimizar a frequência e a gravidade destas lesões é o protetor bucal. Porém grande número de praticantes de atividades esportivas desconhece a necessidade do uso de protetores bucais ou tem pré-conceito de que os protetores atrapalham a respiração, a fonação e não protegem tanto quanto precisariam. Os problemas relatados ocorrem quando protetores industrializados (pré-fabricado e “aquece-e-morde”), que realmente dificultam essas funções, são utilizados. O protetor individualizado, confeccionado sobre modelo em gesso do arco dental do atleta, deve ser confortável e não impedir nenhuma atividade fisiológica (4).

Com o aumento, no Brasil, da popularidade de esportes com mais contato físico (ex: rúgbi e MMA), o uso do protetor bucal está aumentando. Porém em outras atividades esportivas, principalmente aquelas praticadas em ambientes fechados, o conhecimento sobre a importância de proteção para a região bucal não acompanha o crescimento dessas outras modalidades. Havendo uma maior associação dos protetores bucais às artes marciais e conseqüentemente um maior número de estudos e protetores desenvolvidos para esses atletas a conscientização da importância dos protetores é maior nessas modalidades. Porém, diversos estudos estão sendo realizados nas mais diferentes modalidades esportivas, desde esportes de quadra a de campo ou mesmo aquáticos.

Levando em conta que o fator conforto pode impedir um atleta de um esporte com grande atividade aeróbia, e o grande número de praticantes de “esportes de quadra”, é de extrema importância à existência de estudos para que possam ser confeccionados protetores bucais individualizados eficazes para tais atividades sem comprometer o conforto, assim aumentando a utilização dos mesmos (5,6). O protetor bucal deve ser confeccionado de acordo com o tipo de impacto que o atleta fica exposto, mas a individualidade de cada atleta deve ser respeitada e em alguns

casos um protetor com menor espessura deve ser utilizado para que não atrapalhe a respiração do atleta ou cause algum desconforto.

Como foi descrito por Lotti et al. (7), que a análise por elementos finitos (AEF) “é uma análise matemática que consiste na discretização de um meio contínuo em pequenos elementos, mantendo as mesmas propriedades do meio original. Esses elementos são descritos por equações diferenciais e resolvidos por modelos matemáticos, para que sejam obtidos os resultados desejados”. Em Odontologia do Esporte são poucas as referências bibliográficas que utilizam a AEF para compreender o padrão de distribuição de energia frente aos impactos sofridos por atletas.

A utilização de AEF pode facilitar o entendimento dos mecanismos que os protetores bucais atuam e pode possibilitar a cirurgiões-dentistas e cientistas do esporte desenvolver novas técnicas e materiais capazes de aumentar a proteção com menores alterações de conforto nos atletas. A AEF com protetores bucais ou impactos esportivos ainda possuem poucos estudos publicados e há a necessidade de cada vez esses estudos se aproximarem de situações reais.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Histórico do protetor bucal

O possível criador do primeiro protetor bucal foi um dentista londrino, Woolf Krause, no início da década de 1890. O dispositivo criado por Krause (Figura 2.1) era feito com guta percha antes do início do combate e era posicionado cobrindo os dentes anteriores superiores e inferiores do boxeador (8). Porém, os primeiros relatos de protetores bucais em periódicos datam do ano de 1930, onde alguns profissionais citam e explicam a maneira que confeccionaram protetores bucais para lutadores de boxe, feitos de borracha vulcanizada. Uma vantagem dos protetores bucais dessa época é que já eram confeccionados individualmente para cada paciente, garantindo assim conforto. Como desvantagens existem a capacidade protetora e durabilidade do material escolhido e a dificuldade de confecção do dispositivo (9–11). O protetor bucal fez parte de alguns fatos históricos do boxe, como quando em 1921 foi motivo de discussão entre dois lutadores culminando com a proibição do uso de protetores bucais por lutadores, pois na regra nº5 do esporte, não havia previsto o uso de nenhum aparato protetor na boca dos atletas e, em 1927 quando na luta entre Sharkey e McTigue, o segundo, que estava com ampla vantagem no combate, sofreu um corte profundo na boca que o levou a um nocaute técnico, perdendo assim a chance de lutar pelo título. Após nova análise do comitê regulador do boxe o protetor bucal foi finalmente incluído às regras da modalidade, para garantir a proteção dos atletas e evitar que novos casos como esse se repetissem (12).

Figura 2.1 Réplica do protetor feito em guta percha no final do século XIX

Aos poucos outras modalidades, como o futebol americano e o hóquei no gelo, foram incluindo o protetor bucal como equipamento de segurança graças ao esforço conjunto de cirurgiões dentistas, associações atléticas, técnicos e atletas.

Primeiramente as maiores preocupações estavam com as atividades esportivas por atletas mais jovens, como times escolares e universitários (13). Existe também a crescente preocupação com os pacientes que utilizam aparelhos ortodônticos fixos e que o próprio tratamento ortodôntico pode ser um fator agravante de lesões de tecidos moles e duros, visto que o periodonto de um dente submetido a forças ortodônticas é mais sensível a luxações (14–16).

Hoje em dia, o protetor bucal é aceito e utilizado em diversas modalidades esportivas como futebol de campo, basquete, handebol, etc. A organização que regula as atividades esportivas universitárias nos Estados Unidos da América, a NCAA (National Collegiate Athletic Association) já obriga atletas do futebol americano a utilizar protetores bucais desde a temporada de 1973, e aos poucos, outras modalidades também tiveram suas regras modificadas, na qual se tornava obrigatório ou recomendado a utilização desse tipo de dispositivo (13). Além dessas modalidades, algumas regulamentam que o uso desse equipamento de proteção é mandatório em todos os eventos esportivos, elas são:

- Artes marciais mistas (MMA);
- *Kickboxing*;
- Boxe profissional e amador;
- Algumas modalidades de caratê e kung fu;
- *Muay Thai*;
- *Tae kwon do*;
- Rúgbi (obrigatório nas equipes amadoras e profissionais da Nova Zelândia)
- Hóquei no gelo: nas categorias sub-20, quando a máscara facial não é utilizada;
- Lacrosse: atletas femininas de qualquer idade e masculino até a categoria universitária.

2.2 Traumatologia oro-facial em esporte

As características mecânicas são de extremamente importância para um dispositivo que visa proteger as estruturas buco maxilofaciais por absorver energia de impacto. Porém se faz necessário o entendimento de quais são os problemas causados pelos traumas mecânicos.

Os traumas dentários podem ser classificados em (17):

- Injúrias aos componentes dentais (Figura 2.2)
 - Fratura incompleta do esmalte, sem perda de substância dental;
 - Fratura de esmalte, perda de substância limitada ao esmalte;
 - Fratura de esmalte-dentina, perda de substância não envolvendo a polpa;
 - Fratura de coroa com complicação, exposição de tecido pulpar.
- Injúrias aos tecidos duros dentais, polpa e processo alveolar
 - Fratura de coroa e raiz, envolvendo esmalte, dentina e cimento, podendo ou não expor a polpa;
 - Fratura radicular, envolvendo dentina, cimento e polpa;
 - Fratura da parede alveolar com o envolvimento do arcabouço alveolar;
 - Fratura da parede alveolar com o sem o envolvimento do arcabouço alveolar.

Figura 2,2 A – Fratura de esmalte; B – Fratura de esmalte + dentina; C – Fratura de esmalte + dentina + exposição pulpar; D – Fratura radicular no terço cervical; E – Fratura radicular no terço médio ; F – Fratura radicular no terço apical

- Injúrias aos tecidos periodontais (Figura 2.3)
 - Concussão: afeta as estruturas de suporte dental sem causar mobilidade anormal ou deslocamento, porém há resposta positiva aos testes de percussão;
 - Subluxação: causa mobilidade anormal, porém não causa deslocamento;
 - Luxação extrusiva: deslocamento parcial do dente para fora do alvéolo;
 - Luxação intrusiva: deslocamento do dente no sentido do osso alveolar;
 - Luxação lateral: deslocamento não axial do dente;
 - Avulsão: deslocamento total do dente para fora do alvéolo.

Figura 2.3 A – Luxação lateral; B – Dente sem lesão; C – Luxação intrusiva; D – Luxação extrusiva; E – Dente sem lesão ; F – Avulsão

- Injúrias à mucosa oral ou gengiva (Figura 2.4)
 - Laceração: uma lesão profunda, causando um rasgamento da mucosa;
 - Contusão: não causa descontinuidade do tecido, porém pode causar hemorragia da submucosa;
 - Abrasão: ferimento superficial que geralmente deixa uma superfície sangrenta.

Figura 2.4 A – Laceração; B – Contusão; C – Abrasão

Normalmente são realizados estudos retrospectivos através de questionários para avaliar a ocorrência de trauma orofacial na prática esportiva, porém alguns estudos analisaram uma série de relatórios de atendimentos odontológicos.

Para atletas de pólo aquático na Suíça mostrou uma alta incidência de lesões dentais (21%) durante a prática do esporte e a fratura dental foi a lesão mais frequente (16,4%). O estudo também mostra que 44,6% dos entrevistados já testemunharam outros atletas sofrerem lesões dentárias e apenas 7,7% faziam uso de protetores bucais (18).

Na Nova Zelândia, um estudo mostrou o acompanhamento de 10 anos de registros de uma companhia de seguros sobre os novos casos de traumas orofaciais. Desses casos, 22,8% tinham relação com atividades esportivas, sendo que a faixa etária com maior frequência foi a de 11-20 anos (43,1%) e o esporte com maior número de casos relatados foi o rúgbi (27,3%) (19).

Dois estudos foram realizados com jogadores de basquete. Em um deles, realizado na Nigéria, 62,8% dos entrevistados relataram ter sofrido alguma lesão orofacial no período de 12 meses antes de preencher o questionário. As lesões

mais comuns foram em lábios (39%) e bochechas (19%) e os motivos mais prevalentes foram as cotoveladas (36,9%) e queda (29,2%) (20).

Outro estudo foi realizado no Brasil mostrou uma prevalência de 50% do total de traumas orofaciais, onde 69,7% dos atletas sofreram lesões dentárias (os incisivos centrais superiores foram os mais afetados) e 60,8% sofreram lesões em tecidos moles (com destaque para o lábio superior). Os motivos principais para os traumas foi o contato com outro jogador (91,8%) e apenas 7% utilizam protetores bucais (21).

Nos Jogos Pan Americanos do Rio de Janeiro em 2007, um questionário foi respondido por 409 atletas onde 31,5% sofreram traumas dentários durante a prática esportiva. O elemento dental mais acometido foi o incisivo central superior, a lesão mais comum foi a fratura de esmalte e os esportes com maiores frequências foram a luta olímpica (83,3%), o boxe (73,7%) e o basquete (70,6%) (2).

2.3 Tipos de protetores bucais

Inicialmente, é necessário definir o conceito de protetor bucal. É um dispositivo que pode ser somente intraoral ou se estender até a região extraoral, que tem como função absorver a energia cinética e dissipá-la para garantir proteção às estruturas que compõe o complexo bucomaxilofacial (dentes, ossos, tecidos moles, articulações, etc) (22). Duas características principais de um protetor bucal podem influenciar no seu resultado final: a geometria de construção e o material utilizado (13).

Um protetor bucal ótimo deve ter as seguintes características(8):

- Ser de um material biocompatível;
- Proteger com eficácia todas as estruturas necessárias;
- Influenciar o mínimo possível nas capacidades de fonação, deglutição e respiração do atleta;
- Ser durável;
- Ser de fácil execução e ter baixo custo de fabricação.

A *American Standards for Testing Materials* (ASTM) (4) qualificou os protetores bucais em três diferentes tipos (Figura 2.5):

Figura 2.5: Protetores bucais do tipo I (esquerda), tipo II (centro) e tipo III (direita)

- Tipo I – Protetores pré-fabricados de estoque são encontrados em lojas de materiais esportivos em tamanhos P, M e G. São os mais baratos, porém com a menor retenção, menor capacidade protetora e maior interferência às funções do atleta;
- Tipo II – Protetores pré-fabricados termomoldáveis também são encontrados em lojas de materiais esportivos, e podem colocados em água quente para a plastificação do material e posterior adaptação à arcada do atleta. É o protetor bucal mais utilizado em diversas modalidades, porém não possui boa retenção e acaba influenciando o desempenho do atleta.
- Tipo III – Protetores individualizados são feitos por cirurgiões dentistas ou técnicos em prótese dentária que fazem todo o processo sobre o modelo de gesso do atleta, garantindo assim máxima retenção e proteção.

Diversos trabalhos científicos comprovaram que o protetor do tipo III tem melhor eficácia em todos os aspectos, tanto como proteção, quanto funcionais, visto que o protetor está intimamente relacionado com todas as estruturas a serem protegidas.

Crianças e adultos utilizaram tanto protetores pré-fabricados quanto individualizados, e a escolha pelo individualizado como melhor foi feita pela maioria, e o principal motivo foi o conforto (5,23,24). Um Conselho (Bureau of Health Education and Audiovisual Services, Council on Dental Materials, Instruments, and Equipment) realizado em 1984, sugeriu que todas as equipes esportivas deveriam

contar com um Cirurgião Dentista, determinando o uso ainda de protetores bucais, preferencialmente os do tipo III (25).

Uma das características que só são atingidas no protetor bucal individualizado é o ajuste oclusal. O correto contato entre o protetor e os dentes antagonistas é de extrema importância para diminuir o impacto recebido por cada elemento dentário (26). Portanto, havendo uma correta relação entre os dentes anteriores superiores e inferiores a diminuição do potencial lesivo de um impacto fica garantida. Quando o protetor bucal recebe ajuste oclusal, há maior proteção para o complexo maxilo-mandibular (27).

A figura 2.6 mostra os limites de um protetor bucal superior (28):

- Cobrir todos os dentes, até os 2º molares;
- Possuir espessura de 3 mm (vestibular), 2 mm (oclusal) e 1mm (palatina)
- Se estender até 2 mm acima dos dentes por vestibular e 10 mm acima dos dentes por palatina.

Figura 2.6 Limite vestibular e palatino de um protetor bucal

Durante o período de desenvolvimento dos protetores bucais, diversos materiais foram utilizados, desde a guta percha, látex e resinas acrílicas, até materiais mais modernos como o PVC (polivinilclorido), PU (poliuretano) (13).

Atualmente, o material mais utilizado para confecção de protetores bucais é o EVA (copolímero de etileno e acetato de vinila), pois possui características necessárias para a confecção de um protetor bucal baseado em suas regras

internacionais como facilidade de conformação e manuseio, biocompatibilidade, boa capacidade de absorver e dissipar energias provenientes do impacto e um custo acessível (24,25,29–32).

2.4 Testes mecânicos com protetores bucais

Em uma revisão sistemática de literatura, os autores dividiram as propriedades mecânicas que interessam se estudar os protetores bucais. Elas foram divididas em: capacidades de proteção, capacidade de durabilidade e de estabilidade em meio aquoso (13).

- Capacidades de proteção:
 - Absorção de energia cinética: a energia de impacto que se propaga pelo material do protetor bucal e chega às estruturas orais. Essa grandeza pode ser medida através do rebote das estruturas impactantes ou utilizando transdutores de força.
 - Dureza: a capacidade do material em resistir a perfurações. Normalmente analisada com durômetro.
 - Rigidez: diretamente proporcional à dureza do material. É a capacidade do material de resistir a alterações dimensionais ao ser submetido a uma força de compressão. Um material mais rígido se deforma menos e distribui mais a energia por uma área maior. Já um material menos rígido se deforma mais e diminui o pico de força por aumentar a área de contato.
- Capacidade de durabilidade:
 - Resistência ao rasgamento: força necessária para que uma determinada espessura do material se rasgue.
 - Resistência à tração: força de tração necessária para quebrar um determinado tamanho do material.
- Estabilidade em meio aquoso:
 - Absorção de água: a quantidade de água que o material é capaz de absorver em determinada condição de tempo e temperatura. Pode influenciar suas capacidades mecânicas.

Para testar dureza foi utilizado um durômetro na escala A (*Shore A*), e a capacidade de absorver impacto foi realizada com um pendulo com força de 3000N sendo aplicado em um pedaço do material colocado sobre um transdutor de pressão, os materiais testados nesse estudo foram EVA, resina acrílica resiliente e silicones com diferentes concentrações de modificadores (óleos de silicone com viscosidades variadas e fibra de vidro). Nesse estudo os silicones obtiveram melhores resultados de absorção de impacto e ainda mostraram a versatilidade de serem modificados, e houve uma relação não-linear de que a força transmitida pelo material aumentava com o aumento da dureza do mesmo (33).

Como metodologia de ensaio mecânico foi usado um impacto realizado por um pêndulo. Na extremidade do pêndulo foi colocada uma esfera de aço, e foram utilizadas três distâncias diferentes para soltar o pêndulo Charpy (10, 20 e 30cm de distância). Além dessas variáveis, quatro modelos foram impactados: sem protetor bucal, com protetor de duas lâminas, e mais dois modelos com protetores de três lâminas com um espaço livre entre o dente e o protetor. Foram usados extensômetros e um acelerômetro para calcular as capacidades protetoras dos dois protetores bucais propostos. Tanto para o deslocamento quanto para a aceleração, os três protetores bucais foram eficazes, sendo que para a distorção dental os dois protetores com espaço livre obtiveram resultados significativamente melhores (34).

Um estudo com metodologia muito semelhante foi realizado utilizando uma esfera metálica e uma bola de *baseball*. Foram testados três tipos diferentes de protetores: um protetor convencional com duas lâminas de EVA com 3mm de espessura, um protetor com uma lâmina de 1mm de resina acrílica entre as lâminas de EVA e um terceiro protetor em que a face vestibular do dente estava a 1mm de distância do protetor, além de um teste sem protetor para controle. Todos os protetores tinham a espessura final próxima aos 3mm. Como resultado foi observado que o protetor com resina acrílica e espaço livre obteve os melhores resultados em minimizar os efeitos do impacto, principalmente ao considerar a distorção dental (35).

Ainda com a utilização da metodologia do pêndulo com as esferas metálica e a bola de *baseball*, foram testadas as espessuras de 1 a 6mm de EVA com sensores do tipo: extensômetro, acelerômetro e célula de carga. Todas as espessuras se mostraram com capacidades protetoras ao modelo impactado mas acima da espessura de 4mm, as melhorias foram pequenas. Foi concluído que

protetores acima de 4mm não são benéficos e que nessa espessura ainda traz desconforto para o atleta (36).

Para avaliar a necessidade de determinada espessura de EVA num protetor bucal um teste com pendulo com energia de 4,4J a uma velocidade de 3m/s foi impactado contra um modelo protegido por EVA (dureza de 80 na escala Shore A) com 2, 3, 4 5 ou 6mm de espessura. Foi medida a força transmitida pelas lâminas de EVA e foi concluído que as espessuras de 4, 5 e 6mm obtiveram valores semelhantes (37).

Uma máquina de testes universais Kratos foi usada em um estudo que avaliou a capacidade protetora do protetor bucal com duas diferentes espessuras (3 e 4mm), em diferentes temperatura (25°C e 38°C) e na presença ou ausência de saliva artificial. Foram testadas as seguintes variáveis mecânicas sob esforço compressivo: energia aparente absorvida, tensão máxima, deslocamento máximo e força máxima. Os resultados mostraram que o protetor confeccionado a partir de lâmina de EVA de 4mm, sob temperatura bucal e na presença de saliva foi melhor em absorver e dissipar as forças compressivas (30).

Outra máquina de teste de impacto instrumentada (Instron) foi usada para avaliar a absorção de energia cinética de três tipos de protetores bucais em três diferentes situações (seco, acondicionado em água deionizada e acondicionado em saliva artificial), todas as situações a 37°C. Nos resultados foi observado que o EVA com adição de partículas de poliuretano obteve melhores resultados em absorção de energia e o EVA convencional teve suas características mecânicas melhoradas quando acondicionado com saliva artificial (38).

2.5 Análise por elementos finitos

A complexidade dos estudos em elementos finitos se tornou mais presente após a década de 1950, pois havia a necessidade de computadores para a resolução do grande número de equações e variáveis. Ainda atualmente, os resultados obtidos com essa análise são aproximados, simplificados, mas que podem representar uma visão cada vez mais realista das interações mecânicas (39).

A qualidade das análises virtuais depende intimamente de três pilares básico: representação realística do problema físico, uso de modelo de material adequado e correta caracterização do material.

Para que o modelo de elementos finitos seja representativo da realidade a ser simulada, a análise tem que ser necessariamente dinâmica e explícita.

Na área da antropometria, um estudo mostrou a validade da AEF para a previsão da dissipação de tensões durante a alimentação de primatas. Os resultados não foram apenas semelhantes, mas tiveram maior fidelidade quando comparados com regimes de estudo mecânicos tradicionais. A utilização da AEF nesse estudo foi de extrema importância para a melhor compreensão de como as forças mecânicas se dissipam pelas estruturas biológicas (40).

A AEF pode ser utilizada por profissionais legistas, na área forense, para prever a distribuição de energia e destruição de tecidos, como mostram estudos que comprovaram boa correlação entre AEF e testes físicos feito com fraturas da região frontal do crânio (onde mesmo com as simplificações da AEF, foi encontrada boa relação entre a simulação e os testes mecânicos) (41), traumas na região orbital (42) e na interface entre cabeça e capacete (43). Estudos publicados procuram mostrar que a AEF é uma boa alternativa e é válida para substituir testes mecânicos diretos (44).

Na área da clínica médica, os estudos com elementos finitos são muito usados para verificar razões, situações e padrões de fraturas ósseas, sejam elas causadas por traumas esportivos, por acidentes automobilísticos e domésticos (45–47).

Pesquisas são realizadas utilizando a AEF em Odontologia, em sua grande maioria são estudos estáticos utilizados em Ortodontia, Implantodontia, Prótese Dentária, Dentística e Periodontia (7,48–50).

Estudos em 2D (duas dimensões) são utilizados cortes do elemento dentário e observadas as transmissões de força entre os elementos estudados (esmalte, dentina, ligamento periodontal, materiais restauradores, etc.) e foi concluído que a análise por elementos finitos é uma boa estratégia para o estudo mecânico de dentes, quando comparados aos métodos de fotoelasticidade e de célula de carga, pois mostram a variação de tensão nas áreas internas do modelo. Porém para análises mais complexas, um modelo tridimensional seria mais apropriado (51,52).

Com o avanço dos recursos computacionais foi possível realizar simulações tridimensionais, onde o número de elementos a serem analisados é muito maior. Em odontologia a grande maioria dos trabalhos são simulações das estruturas dentais, periodontais, restauradoras, ortodônticas, protéticas, etc. que são submetidas a uma força específica (simulação estática) (48,53). Como exemplo de simulação estática pode ser citado um estudo que mensurou a distribuição da força mastigatória em cinco diferentes módulos, direção e sentido de aplicação da força mastigatória. Com a simulação realizada, é possível ter resultados mais próximos da realidade tridimensional e assim entender melhor como o modelo se comporta mecanicamente (54).

2.6 Caracterização das estruturas biológicas

Os softwares de AEF exigem que os materiais estudados estejam devidamente caracterizados. Por meio da observação da curva de tensão por deformação de determinado material é possível saber como é o seu comportamento mecânico. O elástico linear é utilizado nas estruturas do esmalte e da dentina (31,55). Já para o EVA, material utilizado para a confecção do protetor bucal, o regime mecânico escolhido é o hiperelástico de Ogden (55), e para a esfera que será o objeto impactante, normalmente é escolhido o modelo “*Piecewise Linear Plasticity*” (56).

Para obter a densidade de um material pode ser utilizada uma ferramenta chamada coluna de gradiente de densidade. Esse equipamento deve ser previamente calibrado para uma determinada faixa de densidade (por exemplo, entre 0,9 kg/L a 1,1 kg/L) e fragmentos do material escolhido serão inseridos na solução com densidade conhecida. Após um tempo de espera, o fragmento se encontrará em uma posição estável, mostrando assim a sua densidade (57,58).

O módulo de elasticidade e o coeficiente de Poisson são obtidos a partir da observação dos resultados da curva tensão por deformação, por meio de testes mecânicos (59,60). Já no caso de materiais que não são tratados como elásticos lineares, outros parâmetros devem ser considerados e diferentes testes (como o teste de tração) devem ser empregados (55).

2.7 Análise por elementos finitos com protetores bucais

O primeiro estudo encontrado na literatura que unia o protetor bucal à AEF utilizou uma análise 2D para analisar dois protetores multilaminados, onde o primeiro era composto de uma placa *soft* sobre uma rígida e o outro era o contrário. O software escolhido foi o STRAND®. Foi concluído que para o protetor com a lâmina *soft* por cima não houve diferença se comparado a um protetor de uma lâmina, já o protetor com a porção rígida em cima obteve resultados melhores na distribuição de tensões (61).

Um modelo bidimensional no software MARC® foi utilizado para avaliar a resposta de protetores bucais com diferentes características sob uma carga estática. A carga era representada por um módulo de 500N, semelhante ao impacto de um objeto semelhante a uma luva de boxe contra o dente. Os protetores variaram em espessura (de 1mm a 6mm) e em rigidez (de 9MPa a 900MPa). Foi concluído que o aumento da espessura foi favorável à diminuição de tensões no dente, principalmente quando o protetor possuía maior rigidez (62).

Os elementos finitos foram utilizados para avaliar o acúmulo de estresse em placas de EVA durante a conformação de protetores bucais. Sendo o protetor conformado com uma ou mais lâminas, as tensões na lâmina de EVA durante a confecção do protetor bucal se concentram na região vestibular dos incisivos (63).

Um estudo foi elaborado utilizando a AEF com protetores bucais, uma análise estática foi utilizada para comparar a distribuição de tensões com ou sem o protetor bucal. Foram utilizadas cargas de 500N, 1000N e 1500N e foi concluído que a diminuição das tensões nas estruturas chegou a 50% (31).

3 PROPOSIÇÃO

Observar o comportamento mecânico, por meio de análise em elementos finitos, de protetor bucal em EVA, em um incisivo central superior nas espessuras de 1mm, 2mm, 3mm e 4mm.

4 MATERIAL E MÉTODOS

Para este estudo em elementos finitos (EF), foi utilizado o programa LS-DYNA®. Sendo o programa Hypermesh® utilizado como pré-processador e o Hyperview® como pós-processador

A AEF foi configurada da seguinte maneira:

- Estruturas a serem protegidas: esmalte e dentina de um incisivo central superior;
- Protetor bucal: composto por uma lâmina de EVA flexível, com espessuras variadas, de 1mm a 4mm;
- Estrutura impactante: esfera de borracha com 10mm de diâmetro e velocidade de 5 m/s em direção ao dente.

A geometria da estrutura a ser protegida (esmalte e dentina do incisivo central superior) foi obtida por meio de uma tomografia computadorizada em formato DICOM (*Digital Imaging Communications in Medicine*) reformatadas em arquivos STL (*Stereolithography*) cedida pelo Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer (CTI Renato Archer). Todas as estruturas foram modeladas no software Rhinoceros®, versão 4.0, utilizando o conceito de *Non-Uniform Rational B-Spline* (NURBS), para que a geometria tridimensional fosse simplificada e mais facilmente manipulada, como mostra a figura 4.1 (31). O programa Hypermesh® foi utilizado para geração da malha de elementos finitos bem controlada e com pares de contato consistentes (Figura 4.2).

Figura 4.1 Dente composto por polissuperfícies fechadas e divididas nos dois materiais: dentina (amarelo) e esmalte (bege)

Figura 4.2 Malha tridimensional do dente dividido em elementos: elementos de dentina (azul) e de esmalte (verde)

A geometria do protetor bucal foi confeccionada no próprio software de pré-processamento Hypermesh® selecionando as superfícies que compõe a face vestibular do esmalte e construindo os elementos tridimensionais. A espessuras de 1mm, 2mm, 3mm e 4mm, sendo estas duas últimas as mais indicadas para confecção de protetores bucais (36,37). Como prova de calibração de parâmetros um corpo de prova controle foi estudado, formado pela geometria do dente (esmalte + dentina) estudado e o agente impactante (Figura 4.3).

Figura 4.3 Modelo de impacto de esfera de borracha utilizado como controle, com as estruturas divididas em elementos: dentina (azul), esmalte (verde), e esfera de borracha (cinza)

A esfera de borracha foi construída como uma esfera sólida a 0,5mm de distância da primeira estrutura a ser impactada (esmalte ou protetor bucal). O diâmetro da esfera foi determinado considerando-se a altura da coroa do elemento dental. Para a velocidade inicial foi considerada a velocidade aproximada de um golpe do cotovelo na cabeça de um atleta durante a prática em esporte de contato, de 5m/s (64).

A figura 4.4 mostra o conjunto estudado, composto por dente, protetor bucal e agente impactante.

Figura 4.4 Modelo de impacto de esfera de borracha com protetor de 1mm de espessura, com as estruturas divididas em elementos: dentina (azul), esmalte (verde), protetor (rosa) e esfera de borracha (cinza).

Para cada simulação foram criados:

- 4608 nós e 18488 elementos para o esmalte
- 6156 nós e 27222 elementos para a dentina
- 8980 nós e 42713 elementos para a esfera de borracha
- Para os protetores bucais:
 - 3892 nós e 5514 elementos para o protetor de 1mm;
 - 6811 nós e 11028 elementos para o protetor de 2mm;
 - 9730 nós e 16542 elementos para o protetor de 3mm;
 - 12649 nós e 22056 elementos para o protetor de 4mm;

Para tornar possível o modelamento desse problema em elementos finitos, foram necessárias as seguintes considerações:

- Geometria de um único elemento dental, dos protetores bucais e da esfera;
- Condições de contorno;
- Parâmetros de cada material;
- A porção apical da raiz foi fixada, para impedir a movimentação de todo modelo.

Os parâmetros utilizados nesse trabalho foram:

- Esmalte: considerado um material elástico linear, isotrópico, sólido e homogêneo com densidade = $2,8 \times 10^{-9}$ toneladas por milímetro cúbico (ton/mm^3), módulo de elasticidade = 84100 MPa, coeficiente de Poisson = 0,3 e espessura de 0,62mm (57,65–67);
- Dentina: considerada um material elástico linear, isotrópico, sólido e homogêneo com densidade = $1,96 \times 10^{-9}$ ton/mm^3 , módulo de elasticidade = 18600 MPa e coeficiente de Poisson = 0,31 (65,68);
- EVA: considerado um material hiperelástico de Ogden, sólido com densidade = 2×10^{-10} ton/mm^3 , coeficiente de Poisson = 0,48 e módulo de cisalhamento = 10; (55)
- Borracha: considerado um material segundo a característica *Piecewise Linear Plasticity* (56) sólido, onde foram utilizados os valores de densidade = $7,06 \times 10^{-9}$ ton/mm^3 , módulo de elasticidade = 9900 MPa e coeficiente de Poisson = 0,323.

O esmalte e a dentina foram considerados materiais elásticos lineares, como comumente é realizado nos estudos de elementos finitos com dentes. Sua curva de tensão x deformação é considerada de tal maneira que quando o material recebe determinada tensão, sofre uma correspondente deformação, e, quando essa tensão cessa, o material retona ao estado inicial, como determina a lei de Hooke (69–71).

O EVA foi mecanicamente caracterizado por Coto, 2009 (55) e foi observado que a curva de carga x deslocamento foi coincidente com o modelo hiperelástico de Ogden.

O material da esfera impactante foi determinado como uma borracha. Seus parâmetros foram extraídos do software utilizado neste estudo devido a semelhança com o material utilizado em equipamentos esportivos (56).

Os parâmetros dos materiais utilizados neste estudo são mostrados na tabela 4.1.

Material	Regime mecânico	Densidade (t/mm³)	Módulo de elasticidade (MPa)	Coeficiente de Poisson	Módulo de cisalhamento
Esmalte	Elástico Linear	2,8 e-9	84100	0,3	-
Dentina	Elástico Linear	1,96 e-9	18600	0,31	-
EVA	Hiperelástico de Ogden	2 e-10	-	0,48	10
Borracha	Piecewise Linear Plasticity	7,06 e-9	9900	0,323	-

Tabela 4.1- Materiais utilizados nas simulações e suas características mecânicas

O contato entre as estruturas foi definido como *CONTACT_AUTOMATIC_GENERAL.

Os nós da esfera foram submetidos a uma velocidade inicial de 5 m/s. Foram desprezadas a força da gravidade e a resistência do ar. Todos os nós da metade apical da dentina radicular foram engastados, para que não se movimentassem em nenhuma direção.

O trabalho foi aprovado no Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia da USP sob o número de parecer 37486114.1.0000.0075 (Anexo A).

5 RESULTADOS

O tempo total de cada simulação foi de 1ms, tempo suficiente para a esfera ter um contato inicial com o dente (Figura 5.1A), apresentar maior área de contato com o dente (Figura 5.1B) e o recuo da esfera, perdendo contato com o dente (Figura 5.1C).

Figura 5.1 Vista lateral do choque entre a esfera de borracha (bege) contra as estruturas: dentina (vermelho), esmalte (azul) e protetor bucal de 1mm (verde) em três diferentes momentos – A: Contato inicial entre esfera e protetor (0,08ms) – B: Maior área de contato entre esfera e dente (0,32ms) – C: Instante em que a esfera perde contato com o dente (0,6ms)

Foi escolhida para análise a tensão máxima principal (P1), mostrando as concentrações de tensão de tração nas estruturas e a tensão mínima principal (P3), mostrando as tensões compressivas no modelo.

Estas variáveis, P1 e P3 primeiramente na simulação controle (sem protetor bucal), escolhidas as regiões que mostraram os seus maiores valores na dentina e no esmalte. Os mesmos elementos escolhidos no controle foram utilizados para comparação com as simulações com protetores bucais (de 1mm, 2mm, 3mm e 4mm de espessura).

A figura 5.2 mostra as regiões em que ocorreram os valores máximos das tensões estudadas.

Figura 5.2 A – região com maior valor de P3 no esmalte; B – região com maior valor de P1 no esmalte; C – região com maior valor de P1 na dentina; D – região com maior valor de P3 na dentina

Para o esmalte os valores máximos de P3 e o instante de tempo em que esses valores foram atingidos são:

- Controle: -107,1 MPa atingido no instante de tempo de 0,43 ms;
- Protetor de 1mm: -35,75 MPa (redução de 66,62% em relação ao controle) atingido no instante de tempo de 0,32 ms;
- Protetor de 2mm: -25,12 MPa (redução de 76,55% em relação ao controle) atingido no tempo instante de de 0,37 ms;
- Protetor de 3mm: -15,86 MPa (redução de 85,19% em relação ao controle) atingido no tempo instante de de 0,38 ms;

- Protetor de 4mm: -15,53 MPa (redução de 85,5% em relação ao controle) atingido no tempo instantâneo de de 0,22 ms).

Para visualização e maior entendimento, a figura 5.3 mostra a AEF em cada simulação e em seu instante em que apresentou maior valor de P3, no esmalte.

Figura 5.3 Vista vestibular do elemento dentário – Tensão mínima principal (P3) do esmalte – A: controle – B: protetor de 1mm – C: protetor de 2mm – D: protetor de 3mm – E: protetor de 4mm

O gráfico 5.1 traz a curva de P3 pelo tempo para o elemento onde a tensão mínima principal é maior no esmalte.

Gráfico 5.1 Tensão mínima principal observada no esmalte

Os valores máximos de P1 e os instantes de tempo que ocorreram no esmalte são demonstrados abaixo:

- Controle: 13,98 MPa atingido no tempo de 0,31 ms;
- Protetor de 1mm: 12,62 MPa (redução de 9,76% em relação ao controle) atingido no tempo de 0,34 ms;
- Protetor de 2mm: 11,44 MPa (redução de 18,22% em relação ao controle) atingido no tempo de 0,23 ms;
- Protetor de 3mm: 9,84 MPa (redução de 29,63% em relação ao controle) atingido no tempo de 0,32 ms;
- Protetor de 4mm: 9,32 MPa (redução de 33,37% em relação ao controle) atingido no tempo de 0,36 ms).

A figura 5.4 mostra a distribuição da tensão máxima principal (P1) no esmalte no instante de tempo em que o valor máximo foi encontrado em cada simulação.

Figura 5.4 Vista lateral mesial – Tensão máxima principal (P1) do esmalte – A: controle – B: protetor de 1mm – C: protetor de 2mm – D: protetor de 3mm – E: protetor de 4mm

O gráfico 5.2 mostra a curva de tensão x tempo nas cinco situações.

Gráfico 5.2 Tensão máxima principal observada no esmalte.

Os valores encontrados para os elementos na dentina foram:

- Controle – P1: -130,77 MPa e P3: 144,69 MPa, atingidos aos 0,31 ms;
- Protetor de 1mm – P1: -128,07 MPa (redução de 2,1% em relação ao controle) e P3: 142,52 MPa (redução de 1,49% em relação ao controle), atingidos aos 0,34 ms;
- Protetor de 2mm – P1: -126,36 MPa (redução de 3,4% em relação ao controle) e P3: 139,54 MPa (redução de 3,55% em relação ao controle), atingidos aos 0,35 ms;
- Protetor de 3mm – P1: -130,83 MPa (sem alteração em relação ao controle) e P3: 143,35 MPa (redução de 0,92% em relação ao controle), atingidos aos 0,41 ms;
- Protetor de 4mm – P1: -138,58 MPa (aumento de 5,9% em relação ao controle) e P3: 149,96 MPa (aumento de 3,64% em relação ao controle), atingidos aos 0,44 ms;

A figura 5.5 mostra a tensão máxima principal na dentina, em uma vista vestibular e a figura 5.6 mostra a tensão mínima principal na dentina, em uma vista palatina. Os gráficos 5.3 e 5.4 mostram P1 e P3 na dentina, respectivamente.

Figura 5.5 Vista vestibular do elemento dentário – Tensão máxima principal (P1) da dentina– A: controle – B: protetor de 1mm – C: protetor de 2mm – D: protetor de 3mm – E: protetor de 4mm

Figura 5.6 Vista palatina do elemento dentário – Tensão mínima principal (P1) da dentina– A: controle – B: protetor de 1mm – C: protetor de 2mm – D: protetor de 3mm – E: protetor de 4mm

Gráfico 5.3 Tensão máxima principal observada na dentina

Gráfico 5.3 Tensão mínima principal observada na dentina

6 DISCUSSÃO

6.1 Escolha dos materiais e características mecânicas

Estudos preliminares consideraram o elemento dental composto por um único material. Para o presente estudo foram utilizados a dentina e o esmalte como materiais distintos, dando-lhe um aspecto pioneiro, reforçado pelo tipo de análise: tridimensional e dinâmica. Por esse motivo optou-se extrair da literatura já consagrada os parâmetros dos materiais estudados (32,72,73).

O ligamento periodontal não foi considerado nesse estudo por apresentar parâmetros hiperelásticos, o que acarretaria em análises mais complexas e se comportaria de maneiras diferentes de acordo com a carga aplicada (74). A literatura sobre sua caracterização nas condições mecânicas próximas à deste estudo é escassa.

Para o elemento dental foi determinada a separação entre esmalte e dentina para aumentar o nível de detalhamento e possibilitar a análise das duas estruturas separadamente. Os parâmetros dessas estruturas, como já dito, foram extraídos da literatura (57,65–68).

O EVA, material utilizado na confecção de protetores bucais, seguiu o modelo de Ogden para materiais hiperelásticos, como foi proposto por trabalho previamente realizado pelo grupo de pesquisa LAPOEBI-GMSIE (Laboratório de Pesquisa em Odontologia do Esporte e Biomecânica – Grupo de Mecânica dos Solos e Impactos de Estruturas) e validado em uma AEF (55).

O agente impactante foi caracterizado como uma esfera de borracha. Seus parâmetros foram extraídos do software utilizado nesse estudo devido à semelhança com o material utilizado em equipamentos esportivos. Por ser elastoplástico, apresenta comportamento distinto quando comparado ao elemento dental (56).

6.2 Variação de espessura do protetor bucal

Nesse estudo foi analisada a tensão máxima principal (P1) e tensão mínima principal (P3), tanto do esmalte quanto da dentina, sendo que a máxima representa as tensões de tração e a mínima as tensões de compressão.

Os valores encontrados para a tensão mínima principal em esmalte foram menores de acordo com o aumento da espessura do protetor bucal, chegando a 85,5% de redução com o protetor de 4mm de espessura, reforçando dados encontrados em estudos preliminares que observaram, por meio de testes mecânicos, que a espessura do EVA interfere em sua capacidade de proteção (36,37). Outro dado encontrado foi a pequena diferença entre a tensão no protetor de 3mm e o de 4mm, (-15,86 MPa e -15,53MPa, respectivamente), indicando que a diferença final do protetor confeccionado a partir de lâmina de 3mm e de 4mm é mínima, reafirmando os estudos de Coto (2006) (29).

Para a tensão máxima principal em esmalte as diferenças foram menores, mostrando reduções de no máximo 33,37%, sendo essa diferença observada com o protetor de 4mm.

Para os resultados da dentina, tanto para a tensão máxima quanto para a tensão mínima principal, as diferentes espessuras de EVA não resultaram em significantes diferenças quando comparadas ao controle. Os valores máximos de P1 ocorreram na face vestibular da dentina radicular e os valores máximos de P3 ocorreram na face palatina.

Da mesma maneira que o presente estudo, Cummins e Spears (2002) (62) observaram que o aumento da espessura do protetor bucal diminuiu a tensão principal no esmalte de 4,1MPa para 1,6MPa, que ocorreram no quando o protetor bucal apresentava uma rigidez de 900MPa.

Poblete (2006) (31) observou que a utilização de um protetor bucal frente a forças de 500N, 1000N e 1500N reduziu as tensões no complexo estudado (composto por osso, ligamento periodontal, mucosa gengival, mucosa labial e dente, considerado como material único). A diminuição das tensões chegou a 50% nesse estudo estático.

6.3 Trabalhos futuros

Os resultados aqui descritos deverão embasar novos estudos 3D dinâmicos que podem avançar na AEF com maior detalhamento com:

- Inclusão de estruturas como ligamento periodontal, osso alveolar cortical e esponjoso;
- Determinar parâmetros da dentina e esmalte por meio de caracterização.
- Utilização de mais elementos dentais, para avaliar a dissipação de tensões por toda a arcada dental;
- Desenho mais completo do protetor bucal;
- Utilização de outros materiais, além do EVA, para simular diferentes composições de protetores bucais;
- Inclusão e determinação de critérios de falha nas simulações.

A análise por elementos finitos é uma ferramenta com diversas aplicações no estudo da prevenção de trauma orofaciais e suas opções de utilização ainda são pouco utilizadas na Odontologia. O campo de estudo está crescendo cada vez mais e a cada estudo procura-se aumentar o grau de detalhamento aplicado às simulações.

Estudos sequenciais, e com controle de ambiente, isto é, identificando os elementos estudados, suas características mecânicas alinhadas a respostas claras e pontuais, são necessários quando duas áreas (Odontologia e Engenharia, por exemplo) se unem em prol da ciência.

7 CONCLUSÕES

O comportamento mecânico, por meio de análise em elementos finitos de protetor bucal em EVA em um incisivo central superior nas espessuras de 1mm, 2mm, 3mm e 4mm mostrou:

- Diminuição da tensão mínima principal no esmalte com o aumento da espessura do protetor bucal em EVA;
- Diminuição da tensão mínima principal no esmalte entre o protetor de 3mm e 4mm não é significativa;
- A tensão máxima principal no esmalte apresentou diminuição gradativa com o aumento da espessura do protetor bucal, chegando a 33,37% com o protetor de 4mm;

REFERÊNCIAS¹

1. ADA Council on Scientific Affairs, ADA Council on access prevention and interprofessional relations. Using mouthguards to reduce the incidence and severity of sports-related oral injuries. *J Am Dent Assoc.* 2006;137(12):1712–20; quiz 1731.
2. Andrade RA, Evans PLS, Almeida ALS, Silva J de JR da, Guedes AML, Guedes FR, et al. Prevalence of dental trauma in Pan American Games athletes. *Dent Traumatol.* 2010;26(3):248–53.
3. Ranalli DN. Sports dentistry and dental traumatology. *Dent Traumatol.* 2002;18(5):231–6.
4. American Standards for Testing Materials - ASTM F697-80. Standard practice for care and use of athletic mouth protectors. In *Annual Book of ASTM Standards*. Philadelphia: ASTM; 1981.
5. Duarte-Pereira DMV, del Rey-Santamaria M, Javierre-Garcs C, Barbany-Cair J, Paredes-Garcia J, Valmaseda-Castelln E, et al. Wearability and physiological effects of custom-fitted vs self-adapted mouthguards. *Dent Traumatol.* 2008;24(4):439–42.
6. 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.
7. Lotti RS, Machado AW, Mazzieiro ÊT, Landre Júnior J. Aplicabilidade científica do método dos elementos finitos. *Rev Dent Press Ortod e Ortop Facial.* 2006;11:35–43.
8. Reed Jr. R V. Origin and early history of the dental mouthpiece. *Br Dent J.* 1994;176(12):478–80.
9. Hagey JW. Boxer's appliance (practical hints). *Dent Dig.* 1930;36:201–2.
10. Abrams AM. Boxer's appliance (practical hints). *Dent Dig.* 1930;36:200–1.
11. Jacobs WH. Boxer's appliance (practical hints). *Dent Dig.* 1930;36:201.
12. Jacobs WH. Dentistry gave boxing the mouthguard. *Oral Hyg.* 1938;28:1148–53.
13. 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. *Sport Med.* 2007;37(2):117–44.

¹ De acordo com o estilo Vancouver

14. Croll TP, Castaldi CR. Custom sports mouthguard modified for orthodontic patients and children in the transitional dentition. *Pediatr Dent*. 2004;26(5):417–20.
15. Maeda Y, Matsuda S, Tsugawa T, Maeda S. A modified method of mouthguard fabrication for orthodontic patients. *Dent Traumatol*. 2008;24(4):475–8.
16. Pacheco G, Clemente MP, Vasconcelos M, Ferreira AP. The orthodontic sports protection appliance. *J Clin Orthod*. 2010;44(1):41–4.
17. Andreasen JO, Andreasen FM, Bakland LK, FM. *Traumatic Dental Injuries: A Manual*. 2nd edn. Oxford: Blackwell Munksgaard; 2003.
18. Hersberger S, Krastl G, Kühl S, Filippi A. Dental injuries in water polo, a survey of players in Switzerland. *Dent Traumatol*. 2012;28(4):287–90.
19. Welch CL, Thomson WM, Kennedy R. ACC claims for sports-related dental trauma from 1999 to 2008: a retrospective analysis. *N Z Dent J*. 2010;106(4):137–42.
20. Azodo CC, Odai CD, Osazuwa-Peters N, Obuekwe ON. A survey of orofacial injuries among basketball players. *Int Dent J*. 2011;61(1):43–6.
21. Frontera RR, Zanin L, Ambrosano GMB, Flório FM. Orofacial trauma in Brazilian basketball players and level of information concerning trauma and mouthguards. *Dent Traumatol*. 2011;27(3):208–16.
22. Dias RB, Maia FAS, Coto NP. *Odontologia Desportiva*. In: *Odontologia, Arte, Ciência e Técnica*. São Paulo: Artes Médicas; 2002. v. 2, cap. 22; p. 465–76.
23. Matalon V, Brin I, Moskovitz M, Ram D. Compliance of children and youngsters in the use of mouthguards. *Dent Traumatol*. 2008;24(4):462–7.
24. Stokes AN, Croft GC, Gee D. Comparison of laboratory and intraorally formed mouth protectors. *Endod Dent Traumatol*. 1987;3(5):255–8.
25. Powers JM, Godwin WC, Heintz WD. Mouth protectors and sports team dentists. Bureau of Health Education and Audiovisual Services, Council on Dental Materials, Instruments, and Equipment. *J Am Dent Assoc*. 1984;109(1):84–7.
26. Takeda T, Ishigami K, Ogawa T, Nakajima K, Shibusawa M, Shimada A, et al. Are all mouthguards the same and safe to use? The influence of occlusal supporting mouthguards in decreasing bone distortion and fractures. *Dent Traumatol*. 2004;20(3):150–6.
27. 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.

28. Patrick DG. Scale of protection and the various types of sports mouthguard. *Br J Sports Med.* 2005;39(5):278–81.
29. 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.
30. 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.
31. 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.
32. Poblete FAO, Noritomi PY, Coto NP, Naclécio-Homem NG. Análise por meio do método dos elementos finitos de um protetor bucal para atividades desportivas. *RPG Rev Pos-grad.* 2012;19:159–64.
33. Auroy P, Duchatelard P, Zmantar NE, Hennequin M. Hardness and shock absorption of silicone rubber for mouth guards. *J Prosthet Dent.* 1996;75(4):463–71.
34. Handa J, Takeda T, Kurokawa K, Ozawa T, Nakajima K, Ishigami K. Influence of pre-laminated material on shock absorption ability in specially designed mouthguard with hard insert and space. *J Prosthodont Res.* 2011;55(4):214–20.
35. Takeda T, Ishigami K, Handa J, Naitoh K, Kurokawa K, Shibusawa M, et al. Does hard insertion and space improve shock absorption ability of mouthguard? *Dent Traumatol.* 2006;22(2):77–82.
36. Maeda M, Takeda T, Nakajima K, Shibusawa M, Kurokawa K, Shimada A, et al. In Search of Necessary Mouthguard Thickness . Part 1 : From the Viewpoint of Shock Absorption Ability. *J Jpn Prosthodont Soc.* 2008;52:211–9.
37. Westerman B, Stringfellow PM, Eccleston JA. EVA mouthguards: how thick should they be? *Dent Traumatol.* 2002;18(1):24–7.
38. Lunt DR, Mendel DA, Brantley WA, Michael Beck F, Huja S, Schriever SD, et al. Impact energy absorption of three mouthguard materials in three environments. *Dent Traumatol.* 2010;26(1):23–9.
39. Ko CC, Rocha EP, Larson M. Past, Present and Future of Finite Element Analysis in Dentistry. In: Moratal D, editor. *Finite Element Analysis - From Biomedical Applications to Industrial Developments.* InTech; 2012.

40. Chalk J, Richmond BG, Ross CF, Strait DS, Wright BW, Spencer MA, et al. A finite element analysis of masticatory stress hypotheses. *Am J Phys Anthropol.* 2011;145(1):1–10.
41. Asgharpour Z, Baumgartner D, Willinger R, Graw M, Peldschus S. The validation and application of a finite element human head model for frontal skull fracture analysis. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2014;33:16–23.
42. Rossi T, Boccassini B, Esposito L, Clemente C, Iossa M, Placentino L, et al. Primary blast injury to the eye and orbit: finite element modeling. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* 2012;53(13):8057–66.
43. Pintar FA, Philippens MMGM, Zhang J, Yoganandan N. Methodology to determine skull bone and brain responses from ballistic helmet-to-head contact loading using experiments and finite element analysis. *Med Eng Phys.* 2013;35(11):1682–7.
44. Raul JS, Deck C, Willinger R, Ludes B. Finite-element models of the human head and their applications in forensic practice. *Int J Leg Med.* 2008;122(5):359–66.
45. Duprey S, Bruyere K, Verriest J-P. Clavicle Fracture Prediction: Simulation of Shoulder Lateral Impacts With Geometrically Personalized Finite Elements Models. *J Trauma Inj Infect Crit Care.* 2010;68(1):177–82.
46. Hambli R, Allaoui S. A Robust 3D Finite Element Simulation of Human Proximal Femur Progressive Fracture Under Stance Load with Experimental Validation. *Ann Biomed Eng.* 2013;41(12):2515–27.
47. Kruczynski J, Jaszczur Nowicki J, Topolinski T, Srokowski G, Manko G, Chantsoulis M, et al. Radiological and biomechanical analysis of humeral fractures occurring during arm wrestling. *Med Sci Monit.* 2012;18(5):CR303–7.
48. Holberg C, Winterhalder P, Holberg N, Wichelhaus A, Rudzki-Janson I. Orthodontic bracket debonding: Risk of enamel fracture. *Clin Oral Investig.* 2014;18:327–34.
49. Hammond AS, Dumont ER, McCarthy RC. The effect of unerupted permanent tooth crowns on the distribution of masticatory stress in children. *PLoS One.* 2011;6(12):e29121.
50. Choi D-S, Cha B-K, Jang I, Kang K-H, Kim S-C. Three-dimensional finite element analysis of occlusal stress distribution in the human skull with premolar extraction. *Angle Orthod.* 2012;83(2):204–11.
51. Thresher RW, Saito GE. The stress analysis of human teeth. *J Biomech.* 1973;6:443–9.
52. Farah JW, Craig RG, Meroueh KA, Arbor A. Finite element analysis of three- and four-unit bridges. *J Oral Rehabil.* 1989;16(1977):603–11.

53. Freedman M, Ring M, Stassen LF a. Effect of alveolar bone support on zygomatic implants: A finite element analysis study. *Int J Oral Maxillofac Surg. International Association of Oral and Maxillofacial Surgery*; 2013;42(5):671–6.
54. Benazzi S, Grosse IR, Gruppioni G, Weber GW, Kullmer O. Comparison of occlusal loading conditions in a lower second premolar using three-dimensional finite element analysis. *Clin Oral Investig.* 2014;18(2):369–75.
55. Coto NP. Avaliação de protetor nasal para atividades desportivas: análise por elementos finitos [tese]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2009.
56. Tire Compression [Internet]. [cited 2015 Mar 29]. Available from: <http://www.dynaexamples.com/intro-by-j.-reid/tire-compression>
57. Weidmann SM, Weatherell J a, Hamm SM. Variations of enamel density in sections of human teeth. *Arch Oral Biol.* 1967;12(1959):85–97.
58. Brown WS, Dewey W a, Jacobs HR. Thermal properties of teeth. *J Dent Res.* 1970;49(4):752–5.
59. Craig RG, Peyton F a. Elastic and mechanical properties of human dentin. *J Dent Res.* 1958;37(4):710–8.
60. Craig RG, Peyton F a., Johnson DW. Compressive Properties of Enamel, Dental Cements, and Gold. *J Dent Res.* 1961;40:936–45.
61. Kim HS, Mathieu K. Application of laminates to mouthguards: finite element analysis. *J Mater Sci Mater Med.* 1998;9(8):457–62.
62. Cummins NK, Spears IR. The effect of mouthguard design on stresses in the tooth-bone complex. *Med Sci Sport Exerc.* 2002;34(6):942–7.
63. Miura J, Maeda Y, Machi H, Matsuda S. Mouthguards: difference in longitudinal dimensional stability between single- and double-laminated fabrication techniques. *Dent Traumatol.* 2007;23(1):9–13.
64. Withnall C, Shewchenko N, Gittens R, Dvorak J. Biomechanical investigation of head impacts in football. *Br J Sports Med.* 2005;39 Suppl 1:i49–57.
65. Magne P. Virtual prototyping of adhesively restored, endodontically treated molars. *J Prosthet Dent [Internet].* 2010;103(6):343–51. Available from: [http://dx.doi.org/10.1016/S0022-3913\(10\)60074-1](http://dx.doi.org/10.1016/S0022-3913(10)60074-1)
66. Sicher H. Orban's Oral histology and embryology. 6th ed. St. Louis, Missouri: Mosby; 1966.
67. Smith TM, Olejniczak AJ, Reh S, Reid DJ, Hublin JJ. Brief communication: Enamel thickness trends in the dental arcade of humans and chimpanzees. *Am J Phys Anthropol.* 2008;136:237–41.

68. Brown WS, Dewey WA, Jacobs HR. Thermal properties of teeth. *J Dent Res.* 1970;49:752–5.
69. Zelic K, Vukicevic a, Jovicic G, Aleksandrovic S, Filipovic N, Djuric M. Mechanical weakening of devitalized teeth: three-dimensional Finite Element Analysis and prediction of tooth fracture. *Int Endod J.* 2014;1–14.
70. Soares P V., Santos-Filho PCF, Queiroz EC, Araújo TC, Campos RE, Araújo CA, et al. Fracture resistance and stress distribution in endodontically treated maxillary premolars restored with composite resin. *J Prosthodont.* 2008;17:114–9.
71. Rubin C, Krishnamurthy N, Capilouto E, Yi H. Stress analysis of the human tooth using a three-dimensional finite element model. *J Dent Res.* 1983;62:82–6.
72. Gautam P, Zhao L, Patel P. Biomechanical response of the maxillofacial skeleton to transpalatal orthopedic force in a unilateral palatal cleft. *Angle Orthod.* 2011;81(3):503–9.
73. Iliescu A a, Petcu CM, Nitoi D, Iliescu a. Chewing stress developed in upper anterior teeth with root end resection. a finite element analysis study. *Chirurgia (Bucur)* [Internet]. 2013;108(3):389–95. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23790790>
74. Tuna M, Sunbuloglu E, Bozdog E. Finite element simulation of the behavior of the periodontal ligament : A validated nonlinear contact model. *J Biomech* [Internet]. 2014;47(12):2883–90. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.07.023>

ANEXO A – Parecer Consubstanciado do CEP - FOU SP

PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP**DADOS DO PROJETO DE PESQUISA**

Título da Pesquisa: Estudo da eficácia de protetores bucais para esporte quanto a espessura por meio de análise em elementos finitos

Pesquisador: Reinaldo Brito e Dias

Área Temática:

Versão: 1

CAAE: 37486114.1.0000.0075

Instituição Proponente: Universidade de São Paulo

Patrocinador Principal: MINISTERIO DA EDUCACAO

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 864.428

Data da Relatoria: 09/11/2014

Apresentação do Projeto:

O protetor bucal é um equipamento de segurança que é comprovadamente eficaz. Em alguns esportes de contato, é considerado equipamento de uso obrigatório e em diversos outros esportes tem seu uso altamente recomendado. A análise por elementos finitos é uma ferramenta matemática muito usada em problemas estruturais em engenharia mecânica, civil, naval, etc. Na área médica e odontológica, tem sido empregada para estudar o comportamento mecânico de diversas estruturas biológicas, sem oferecer risco a nenhum indivíduo. Este trabalho visa, usando a análise por elementos finitos, compreender melhor o comportamento mecânico do protetor bucal e do complexo bucodental frente a um impacto frequente nas práticas esportivas, a cotovelada. Uma análise será conduzida utilizando geometria obtida a partir de tomografia computadorizada e o protetor bucal confeccionado em EVA, será desenhado em diversas espessuras e procurar encontrar a menor espessura que ofereça a proteção necessária, quando esse tipo de impacto.

Objetivo da Pesquisa:

Visualizar a propagação de energia mecânica de uma cotovelada na região dos dentes incisivos centrais superiores com ou sem o uso de protetores bucais.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

O estudo não apresenta riscos;

Endereço: Av Prof Lineu Prestes 2227
Bairro: Cidade Universitária **CEP:** 05.508-900
UF: SP **Município:** SAO PAULO
Telefone: (11)3091-7960 **Fax:** (11)3091-7814 **E-mail:** cepfo@usp.br

FACULDADE DE
ODONTOLOGIA DA
UNIVERSIDADE DE SÃO

Continuação do Parecer: 864.428

Benefícios: melhor entendimento das propriedades mecânicas do protetor bucal e uma melhor indicação para cada tipo de atividade física.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Pesquisa pertinente.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Pesquisador apresentou todos os termos obrigatórios para a realização da pesquisa: projeto, folha de rosto e autorização para uso da imagem no CTI - Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer. O estudo propõe dispensa de TCLE.

Recomendações:

Tendo em vista a legislação vigente, devem ser encaminhados ao CEP-FOUSP relatórios parciais anuais referentes ao andamento da pesquisa e relatório final, utilizando-se da opção "Enviar Notificação" (descrita no Manual "Submeter Notificação", disponível na Central de Suporte - canto superior direito do site www.saude.gov.br/plataformabrasil).

Qualquer alteração no projeto original deve ser apresentada "emenda" a este CEP, de forma objetiva e com justificativas para nova apreciação.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Projeto adequado para aprovação em CEP.

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

Considerações Finais a critério do CEP:

Segundo Carta Circular nº. 039/2011/CONEP/CNS/GB/MS, de 30 de setembro de 2011, contudo não cabe ao Sistema CEP/CONEP legislar sobre o acesso e USO DO PRONTUÁRIO médico (entenda-se odontológico também), porém cabe determinar o cumprimento do sigilo e da confidencialidade, além de exigir que toda pesquisa envolvendo seres humanos trate os mesmos em sua dignidade, respeite-os em sua autonomia e defenda-os em sua vulnerabilidade, conforme Resolução CNS 468/12. O CEP-FOUSP solicita Carta de autorização pelo uso de prontuários do responsável pela Instituição, ressaltando o cumprimento destas normativas.

Endereço: Av Prof Lineu Prestes 2227
Bairro: Cidade Universitária CEP: 05.508-900
UF: SP Município: SAO PAULO
Telefone: (11)3091-7960 Fax: (11)3091-7814 E-mail: cepto@usp.br

FACULDADE DE
ODONTOLOGIA DA
UNIVERSIDADE DE SÃO

Continuação do Parecer: 864.428

SAO PAULO, 10 de Novembro de 2014

Assinado por:
Maria Gabriela Haye Biazevic
(Coordenador)

Endereço: Av Prof Lineu Prestes 2227
Bairro: Cidade Universitária CEP: 05.508-900
UF: SP Município: SAO PAULO
Telefone: (11)3091-7960 Fax: (11)3091-7814 E-mail: cepfo@usp.br