



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"
Campus de São José dos Campos
Instituto de Ciência e Tecnologia

COMPORTAMENTO DA ASSOCIAÇÃO ENTRE PROTETOR BUCAL E MALHA DE REFORÇO EM POLIAMIDA NA ABSORÇÃO DE IMPACTO EM REGIÃO ANTERIOR MAXILAR. ANÁLISE *IN SILICO* e *IN VITRO*

BEHAVIOR OF THE ASSOCIATION BETWEEN AN ORAL PROTECTOR AND A POLYAMIDE REINFORCEMENT MESH IN IMPACT ABSORPTION AT ANTERIOR MAXILLARY REGION. *IN SILICO* AND *IN VITRO* ANALYSIS

Projeto de Pesquisa apresentado a FAPESP
para solicitação de Bolsa de Mestrado.

Autora: Mestranda Talita Suelen de Queiroz

Orientador: Prof. Assoc. Tarcisio José de Arruda Paes Junior.

Co-orientador Prof. Dr. João Paulo Mendes Tribst.

São José dos Campos

2021

COMPORTAMENTO DA ASSOCIAÇÃO ENTRE UM PROTETOR BUCAL E UMA MALHA DE REFORÇO EM POLIAMIDA NA ABSORÇÃO DE IMPACTO EM REGIÃO ANTERIOR MAXILAR. ANÁLISE *IN SILICO* E *IN VITRO*. Talita Suelen de Queiroz. São José dos Campos (SP): Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia; 2021.

RESUMO

Esse estudo avaliará *in silico* e *in vitro* as respostas dentoalveolares em incisivos centrais frente a traumas na região anterior da maxila, com e sem o uso de protetor bucal (PB) reforçado por malha em poliamida em três diferentes localizações. Os grupos de estudo serão divididos em crânio sem PB (SPB); com PB convencional em EVA (etileno vinil acetato) com 4mm de espessura; PB em EVA 4mm de espessura com reforço a 1mm (PBRf1), 2mm (PBRf2) e 3mm (PBRf3) do limite vestibular. Os cinco grupos serão modelados e realizados análise explícita dinâmica simulando impacto de 500N por meio de uma esfera de aço com densidade de 35mm de diâmetro e 7.8 g/cm³ de densidade a 1m/s. Os materiais serão considerados isotrópicos, homogêneos e lineares. Os contatos seguirão as mesmas condições físicas do ensaio *in vitro* (friccional e colado). As malhas serão definidas com tetraedros após convergência de 10%. As deformações e tensões máximas principais nos dentes e na maxila serão apresentadas em gráficos colorimétricos. No estudo *in vitro* um modelo do crânio será impresso em Ácido-poli-lático (PLA) abrangendo a região maxilar e os dentes individualmente em resina composta e o ligamento periodontal será simulado em poliéter. Para mensurar as microdeformações, serão colocados extensômetros no processo alveolar da maxila e no centro das coroas dos dentes 11 e 21, paralelos ao longo eixo destes. Os PB serão produzidos em EVA e serão incluídos os reforços de acordo com cada grupo (N=20). O impacto será realizado por meio de uma máquina específica a ser desenvolvida, com força dentro do limite elástico do PLA no sentido horizontal paralelo ao solo e perpendicular à superfície de contato da esfera de 35mm. Os dados serão submetidos a estatística descritiva e inferencial após verificação da homogeneidade e homocedacidade para escolha do teste adequado.

Palavras-chave: Protetor bucal; Trauma dentário; Malha de reforço; Resposta biomecânica.

BEHAVIOR OF THE ASSOCIATION BETWEEN AN ORAL PROTECTOR AND A POLYAMIDE REINFORCEMENT MESH IN IMPACT ABSORPTION AT ANTERIOR MAXILLARY REGION. IN SILICO AND IN VITRO ANALYSIS. Talita Suelen de Queiroz. São José dos Campos (SP): São Paulo State University (Unesp), Institute of Science and Technology; 2021.

ABSTRACT

This study will evaluate in silico and in vitro the dentoalveolar responses in central incisors to trauma in the anterior region of the maxilla, with and without the use of mouthguard (MG) reinforced by polyamide mesh in three different locations. The study groups will be divided into skull without MG (WOMG); conventional MG in EVA (ethylene vinyl acetate) 4mm thick; MG in EVA 4mm thick with reinforcement at 1mm (MGRf1), 2mm (MGRf2) and 3mm (MGRf3) from the vestibular limit. The five groups will be modeled and dynamic explicit analysis will be performed simulating an impact of 500N through a steel sphere of 35mm in diameter and 7.8 g/cm³ of density at 1m/s. The materials will be considered isotropic, homogeneous and linear. The contacts will follow the same physical conditions of the in vitro test (frictional and glued). The meshes will be defined with tetrahedrons after 10% convergence. The deformations and maximum principal stresses in the teeth and maxilla will be presented in colorimetric graphs. In the in vitro study, a skull model will be printed in polylactic acid (PLA) covering the maxillary region and teeth individually in composite resin and the periodontal ligament will be simulated in polyether. To measure microdeformations, strain gauges will be placed in the alveolar process of the maxilla and in the center of the crowns of teeth 11 and 21, parallel to their long axis. The MG will be produced in EVA and reinforcements will be included according to each group (N=20). The impact will be carried out by means of a specific machine to be developed, with force within the elastic limit of the PLA in a horizontal direction parallel to the ground and perpendicular to the contact surface of the 35mm sphere. Data will be submitted to descriptive and inferential statistics after checking homogeneity and homoscedacity to choose the appropriate test.

Keywords: Mouthguard; Dental trauma; Reinforcement mesh; Biomechanical response.

1. INTRODUÇÃO

A odontologia esportiva é uma das mais recentes modalidades odontológicas que demonstra grande ascensão. Essa especialidade engloba desde prevenção, até o tratamento de atletas que apresentam lesões orofaciais e patologias orais (Saini R, 2011). Grande parte das práticas esportivas apresentam riscos de traumas orofaciais e concussões aos atletas participantes, o que torna a incidência de lesões orofaciais no esporte amplamente documentada (Knapik J et al. 2007; Lam. 2016; Piccininni et al. 2017; Fernandes et al. 2019; Tribst et al. 2020; Sousa et al. 2020).

As lesões orofaciais representam uma classe de trauma, que inclui fraturas em coroas dentárias, laceração de tecidos moles, como a língua e gengiva, traumas em ossos da face, danos na articulação temporomandibular (Knapik et al. 2007; Sousa et al. 2020; Tribst et al. 2020; Ahmed et al. 2021), fraturas radiculares, concussão, subluxação, extrusão, intrusão, luxação e avulsão dentária (Tuna et al.2014). Traumas na região oral e maxilofacial podem apresentar inconvenientes, como diminuição na performance do atleta, bem como afastamento da participação em competições importantes, além de afetar mudanças na expressão facial, limitar ações cotidianas como mastigação, fonação, influenciar negativamente a nutrição e, conseqüentemente gerar perda de massa muscular, redução de desempenho, força e ritmo de jogo, o que implica em grande cobrança do clube, empresários e patrocinadores, devido aos investimentos, e, em casos mais graves, trazer impactos psicológicos, por promoverem sequelas permanentes (Tuna et al.2014; Park et al.2021; Fogaça et al. 2021).

A face é a região do corpo mais vulnerável a traumas e normalmente mostra-se como a menos protegida em treinos e competições esportivas. Além disso, cerca de 11 a 40% de todas as lesões esportivas envolvem a face e são resultantes de impactos por objetos ou contato entre jogadores (Saini 2011). Segundo Sousa e colaboradores (2020), a porcentagem média de esportistas por modalidades que sofreram lesões orofaciais de qualquer tipo são: luta livre (83,3%), boxe (73,7%), basquete (70,6), caratê (60,0%), jiu-jitsu (41,2%), handebol (37,1%), futebol (23,3%), judô (22,3%) e hóquei de campo (11,5%). Diante disso, em 1950, a *American Dental Association (ADA)* sugeriu o uso de proteção com dispositivos resilientes, os protetores bucais, com a finalidade de evitar ou atenuar lesões orofaciais, mesmo quando o impacto não é diretamente exercido sobre o dente (Tribst et al. 2020). Após uma década, foram verificados resultados positivos em relação à efetividade e diminuição da incidência de danos nas estruturas orofaciais, o que tornou obrigatório seu uso em práticas de esportes de contato físico (Sousa et al. 2020). Atualmente, a ADA recomenda o uso de protetor bucal para 29 diferentes modalidades de esportes, como: artes marciais, luta livre, boxe, hóquei de gelo e de campo, *squash*, futebol americano, surfe,

skate, basquete, handebol, pólo aquático, vôlei, ginástica, raquetebol, *rugby*, arremesso de peso, hipismo, ciclismo entre outros (Knapik et al 2007; Sousa et al. 2020).

Os protetores bucais são classificados de acordo com sua confecção, sendo estes divididos em três grupos: estoque, método “aquece e morde” e individualizado (Saini, 2011; Tribst et al. 2020). Os protetores bucais de estoque são definidos como bandejas plásticas que envolvem os dentes, além disso são as opções mais baratas e também menos precisas. Os realizados através do aquecimento e mordida possuem material termoplástico e devem ser aquecidos em água quente e modelados em boca através da pressão da mordida. O grupo de protetores individualizados são realizados com auxílio do dentista (Bishop et al. 1985), os quais utilizam modelos da boca do paciente para obtenção de um protetor bucal preciso e eficiente (Tribst et al. 2018), além de oferecer melhor capacidade de fonação, cardiorrespiratória e menor incômodo ao atleta (Caneppele et al. 2017).

De acordo com Fernandes e colaboradores (2019), o tipo de material utilizado na confecção do protetor bucal pode influenciar sua eficácia. Os materiais mais utilizados na produção desse dispositivo são: copolímero de polivinil acetato-polietileno ou etileno vinil acetato (EVA), policloreto de vinil, látex, resina acrílica e poliuretano (Knapik et al.2007). O EVA é o material mais utilizado, o que garante propriedades físicas ao aparelho, possibilitando a absorção de impacto (Kataoka et al. 2014; Tribst et al. 2020), ser de fácil manuseio, ter habilidade de não absorção de água, além de permitir a inclusão de camadas de reforço dentro do protetor (Tribst et al. 2020).

A espessura sugerida para confecção de protetores bucais feitos de EVA para que promova adequada absorção de impacto, está entre três e quatro milímetros (Kataoka et al. 2014). Segundo estudos de Westerman e colaboradores em 2002, já foi verificado que aumento na espessura a partir de 4 mm apresentaria uma pequena melhora na absorção de impacto, o que não traria grandes benefícios por diminuir o conforto do usuário (Knapik, et al. 2007).

Os protetores bucais atuam reduzindo lesões orofaciais através da prevenção de fraturas ou deslocamento de dentes (Caneppele et al. 2017); proteção contra fraturas da mandíbula; redução da possibilidade de laceração de tecidos moles, através da separação dos dentes e tecidos moles; e redução de concussão através da estabilização da cabeça ao utilizar o protetor bucal (Knapik et al. 2007). A dissipação de forças é realizada devido à cobertura adequada realizada pelo EVA em todos os dentes e estruturas, e a redução do impacto para o complexo da articulação temporomandibular é obtido através do espaço entre a cabeça da mandíbula e a cavidade articular, obtido pela separação entre os dentes pelo protetor bucal. Durante o impacto, esse espaço é suficiente para reduzir ou prevenir traumas entre as estruturas previamente citadas (Piccininni et al. 2017).

Apesar de sua capacidade em reduzir riscos de danos orofaciais, alguns atletas julgam ser difícil utilizar este equipamento, relatando instabilidade, sensação de boca seca, mau hálito, dificuldade na fala e ao respirar, além de náuseas e percepção em queda na performance (Caneppele et al 2017). Entretanto, uma revisão sistemática realizada por Caneppele e colaboradores em 2017, demonstrou que o protetor bucal individualizado é o modelo que apresenta menor interferência na fala, respiração e sensação de boca seca. Além disso, mostrou-se com melhor adaptação na cavidade bucal e menor sensação de náuseas aos atletas analisados. O protetor bucal individualizado apresenta resultados mais próximos do que é considerado como ideal para uso, promovendo adequada proteção durante as atividades de contato (Tribst et al. 2018).

Embora o uso desse dispositivo em atividades esportivas seja fundamental para prevenção ou redução de lesões orofaciais, mesmo com o uso deste durante a ocorrência de impactos na face, as tensões aplicadas nas estruturas rígidas ainda são relevantes, principalmente em incisivos centrais superiores (Tribst et al, 2020). Diante disso, foram realizados estudos em busca de elevar a efetividade dos protetores bucais, utilizando reforços, como uso de camadas laminadas, cavidades contendo ar (Takeda et al. 2006), inserções de laminados de sorbotano (Bulsara, et al. 1998), resina acrílica (Patrick, et al. 2002), malha de sílica (Tribst, et al. 2020), titânio (Kataoka, et al. 2014), esponjas e fibra de vidro (Matsuda, et al 2020). Entretanto, a literatura mostra-se inconclusiva sobre o melhor método de reforço de protetores bucais (Kataoka, et al. 2014; Tribst, et al. 2020).

Fibras de nylon modificadas por sílica são um exemplo de material que pode ser utilizado para reforço de protetores bucais durante o processo de confecção desse dispositivo (Tribst et. al 2020), pois as fibras de nylon possuem amidas polares que permitem que cadeias adjacentes realizem ligações de hidrogênio, o que favorece a progressão de sua cristalinidade, resistência e durabilidade. A eficácia de reforços realizados por meio dessas fibras depende de seus projetos de estrutura e orientação, além da força aplicada e sua ligação com o material a ser reforçado, para transferência de cargas (Paes-Junior, et al. 2017). Além disso, um dos métodos considerados mais bem sucedidos para melhorar as propriedades mecânicas da resina acrílica é a incorporação de nanopartículas de sílica, o que demonstra efeitos significativos tanto em aspectos mecânicos quanto térmicos (Cevic et al 2018).

No Instituto de Ciência e Tecnologia de São José dos Campos/UNESP-SP, foi desenvolvida uma malha composta de *nylon* (poliamida) incorporada por sílica em 0.5% de seu volume (patente número BR1020120281198) com a finalidade de unir as propriedades mecânicas desses materiais, melhorando a distribuição de cargas (Almeida et al. 2016; Tribst et. al 2020). Baseado nisso, foram realizados estudos onde esta estrutura foi inserida dentro de polímeros como resina acrílica e bisacrílica a fim de confeccionar estruturas de próteses fixas provisórias (Paes-Jr

et al. 2017) e, em próteses totais mucossuportadas e implantossuportadas de arco completo (Almeida et al. 2016; Paes-Jr et al.2017; Gonçalves et al. 2018), promovendo melhorias na resistência das estruturas testadas.

Tendo isso em vista, associado à grande importância e crescimento que a odontologia do esporte apresenta (Saini 2011), o uso de reforços com fibras de *nylon* incorporada por sílica em protetores bucais customizados pode ser uma solução inovadora na absorção de impactos e redução de lesões orofaciais, uma vez que esse tipo de trauma acaba por diminuir a performance do atleta e pode afastá-lo de importantes competições (Tuna et al.2014; Park et al.2021), sendo de grande importância o desenvolvimento de novas tecnologias a fim de reduzir esses grandes impactos.

Tribst e colaboradores, em 2019, realizaram um estudo *in silico* em protetores bucais com 4mm de espessura de EVA, reforçados pela malha de *nylon* incorporada por sílica. O reforço foi posicionado no centro do sentido horizontal da região vestibular do protetor bucal, e ao se tratar da disposição cérvico-oclusal, foi situado na região cervical dos dentes. Entretanto, não houve diferença significativa na resposta biomecânica das estruturas orofaciais frente ao impacto ao utilizar o protetor bucal com reforço na disposição previamente citada, quando comparado ao protetor bucal convencional de EVA com 4mm de espessura. Considerando o estudo preliminar limitado em suas análises entende-se ser interessante avaliar a resposta biomecânica das estruturas acometidas, com o reforço a ser posicionado em diferentes disposições do plano neutro, em localização centralizada em relação à coroa e associar diversos tipos de análises a fim de se ter uma avaliação mais completa acerca desta variação de técnica.

Estudos que utilizam metodologia *in silico* por meio de análises de elemento finito (FEA), apresentam-se confiáveis para avaliar tensões e deformações sob aplicação de carga em estruturas complexas desenvolvidas por meio de modelos numéricos em *softwares*. O uso dessa metodologia possibilita desenvolvimento de estudos sobre mecânica do trauma por impacto, analisando regiões que podem ocorrer falhas estruturais por impacto, interpretação de respostas nos tecidos biológicos afetados pelo impacto de forma individualizada, uma vez que é extremamente complexo replicar traumas maxilofaciais *in situ* (Borges, et al 2020). Atualmente, há a possibilidade de realizar modelagens complexas e simulações computacionais de trauma, analisando de forma precisa e segura e com custo inferior ao de protótipos reais, representando também um grande avanço na área biológica (Gialain, et al. 2016). Dessa forma, o desenvolvimento de modelos individualizados de protetores bucais em *softwares* e analisados por meio do FEA, apresenta-se adequado para avaliar a dissipação do impacto em regiões maxilofaciais, e os efeitos do uso de diferentes protetores bucais na proteção de lesões orofaciais (Tribst et al, 2020).

Além da análise computacional, os testes *in vitro* mais comumente utilizados para avaliar a absorção de impacto em um protetor bucal ou em seu material utilizado são através de pêndulo, queda de peso ou pistão. Outro teste importante na avaliação de absorção de impacto é o de extensometria, que realiza medições de tensão através de energia obtida através da compressão (Knapik et al, 2007). Embora frequentemente os estudos atuais utilizem nos testes *in vitro* dispositivos de pêndulo associado a medidores de tensão para verificar a absorção de impacto (Tribst et al, 2020), a utilização de pêndulos apresenta parâmetros qualitativos como resultados, uma vez que a principal medida nesse ensaio é a quantidade absorvida para fraturar o corpo de prova e esta é relativa, pois as condições do ensaio e corpo de prova podem diferir bastante das condições reais (Pandolfi, 2006). Portanto, é interessante o uso de máquina com força controlada de impacto para realização desses testes associada a dispositivos de extensometria.

Diante da necessidade de desenvolvimento de protetores bucais que sejam capazes de suprimir as tensões que não são absorvidas por esses dispositivos e mostram-se ainda relevantes ao afetar estruturas orofaciais, principalmente incisivo centrais superiores, gerando grande impacto na vida pessoal e profissional do paciente, é fundamental estudar a possibilidade de reforçar o protetor bucal em diferentes disposições com materiais que se mostram eficientes na literatura, através da união de metodologias *in silico* e *in vitro* para que apresentem resultados mais fidedignos possíveis.

2. JUSTIFICATIVA

Tanto em esportes praticados por atletas profissionais e amadores, quanto na prática recreativa, impactos na cabeça e pescoço podem causar importantes prejuízos para a saúde e performance do atleta, assim como prejuízos econômicos para equipes, times e patrocinadores.

Traumas repetidos na cabeça podem gerar lesões na face, afastando atletas das competições ou prejudicando o treinamento e preparação. Além destes danos importantes, mas transitórios, há a possibilidade de consequências graves e irreversíveis, como os casos de concussão em esportes de alto contato como boxe e rugby, com impacto negativo importante na qualidade de vida e carreira dos atletas e praticantes.

O desenvolvimento de dispositivos de proteção bucal mais efetivos na prevenção e redução de gravidade de traumas na face e cabeça é de suma importância, uma vez que os dispositivos disponíveis no mercado ainda não são suficientes para promover uma prática satisfatoriamente segura de esportes com maior incidência de traumas faciais, como evidenciado por Sousa e colaboradores (2020) em que uma média de 8 a cada 10 lutadores sofreram lesões orofaciais na prática de luta livre, totalizando uma porcentagem de 83%.

3. OBJETIVO

3.1 Objetivo geral: Avaliar *in silico* e *in vitro* as respostas dentoalveolares frente a traumas na região anterior da maxila com ênfase na região de incisivos centrais superiores, com e sem o uso de protetor bucal reforçado por uma malha em poliamida inserida em três diferentes localizações.

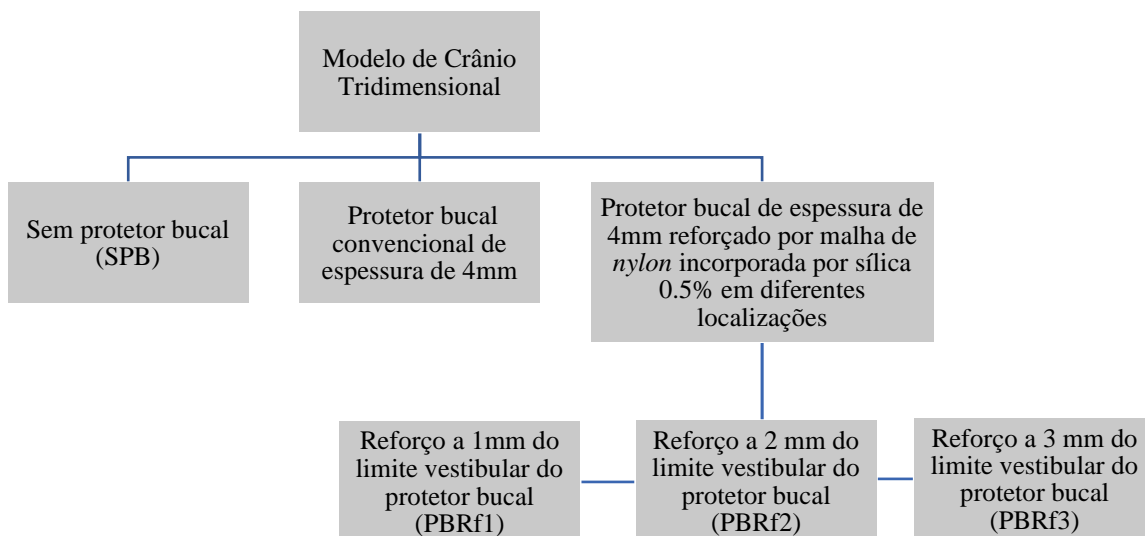
Hipótese nula: a associação de protetores bucais a um sistema de reforço não influenciará na absorção de impactos para os tecidos bucais.

4. METODOLOGIA

4.1 Grupos de estudo

Os grupos de estudo serão divididos em: modelo tridimensional de crânio sem protetor bucal, com protetor bucal convencional customizado e os três diferentes grupos de protetor bucal reforçado de acordo com a localização horizontal da malha de *nylon* incorporada por sílica 0.5%, entre a espessura de 4mm na região vestibular do protetor, conforme ilustrado no Fluxograma 1.

Fluxograma 1: Representação dos grupos de estudo.



Fonte: Elaborado pela autora.

4.1.1 Análise por Elementos Finitos (FEA)

4.1.1.2 Pré-Processamento

Este estudo será conduzido utilizando análise tridimensional (3D) por elementos finitos (FEA) através de software de engenharia auxiliada por computador (ANSYS 2021-R1; ANSYS Inc, Houston, TX, USA) para realizar análise explícita dinâmica das estruturas dentoalveolares acometidas.

4.1.1.3 Preparo do modelo

Para o processo de modelagem, será importado, por meio de um software de desenho auxiliado por computador (CAD) (Rhinoceros versão 5.0; McNeel North America, Seattle, WA, EUA), um modelo matemático tridimensional (3D) de crânio realizado e descrito em um estudo prévio do nosso grupo de pesquisa (Tribst, et al. 2019), conforme figura 1, onde será confeccionado um modelo de protetor bucal customizado com 4mm de espessura, que posteriormente será replicado três vezes, para que seja incluída uma malha experimental de *nylon* incorporada por sílica 0.5% (patente número BR1020120281198) com 0.6mm de espessura com espaçamento de 3mm, em três diferentes localizações: a 1mm; 2mm e 3mm do limite vestibular do sentido horizontal do protetor bucal. No sentido vertical, esta se situará no terço médio da coroa clínica dos dentes, abrangendo de canino a canino (13 a 23). A comparação entre protetores bucais com e sem o reforço dessa malha poderá ser apresentada através das distribuições de tensões da estrutura do protetor bucal, processo alveolar da maxila e também através da concentração destas na estrutura dentária, em incisivos centrais superiores.

Figura 1: Modelo matemático tridimensional de crânio ilustrando protetor bucal, realizado por meio do software Rhinoceros 5.0.



Fonte: Elaborado pela autora.

Para todos os modelos, a contração do sistema ocorrerá no forame magno, para que seja simulada a inserção da coluna vertebral. A carga aplicada será com uma esfera de aço com 35mm de diâmetro, na região dos incisivos centrais superiores (eixo Y) simulando um impacto que ocorrerá com uma velocidade de 1m/s e analisado durante 1 segundo, simulando um impacto

aplicando a física da análise explícita dinâmica, a ser realizado em dez estágios distintos: do momento inicial com força de 0 N até o momento final, com 500N, (Tribst, et al.2020) o que representa a condição de colisão entre o dente protegido, como em lutas de boxe (Cummins N; Spears 2002) e de acordo com a teoria da elastoplasticidade (Kamenskikh, et al. 2018).

Os elementos usados serão tetraédricos com 10 nós e a quantidade final será determinada após o teste de convergência de malha de 10% no software de análise auxiliado por computador, com a finalidade de reduzir erros durante o processamento dos resultados. Além disso, será utilizada uma interface de contato ideal entre todos os contatos (friccional e colado), para que seja simulada uma situação em que o atleta não perderia o protetor bucal durante o impacto. As propriedades mecânicas dos materiais a serem utilizados na simulação serão abordados no próximo tópico.

4.1.1.3 Propriedades dos materiais

As propriedades mecânicas (módulo elástico e coeficiente de Poisson) das estruturas utilizadas no estudo estão listadas na Tabela 1, baseadas em dados da literatura. Todos os materiais presentes na composição do sistema serão considerados homogêneos, isotrópicos e linearmente elásticos.

Tabela 1: Propriedades mecânicas dos materiais.

Material	Módulo Elástico (MPa)	Coeficiente de Poisson	Densidade (g/cm ³)
Esmalte	84.100 (Zarone, et al. 2006)	0.3 (Zarone, et al. 2006)	2.14 (Zarone, et al. 2006)
Dentina	18.600 (Sano, et al. 1994)	0.3 (Sano, et al. 1994)	2.97 (Sano, et al. 1994)
Polpa	2 (Tsouknidas, et al 2020)	0.45 (Tsouknidas, et al 2020)	-
Ligamento periodontal	50 (Rees, et al, 1997)	0.45 (Rees, et al, 1997)	0.95 (Rees, et al, 1997)
Osso cortical	13,700 (Carter, et al, 1977)	0.33 (Carter, et al,1977)	2.0 (Carter, et al, 1977)
Osso esponjoso	1.400 (Carter, et al, 1977)	0.31 (Carter, et al, 1977)	0.7 (Carter, et al, 1977)
Tecido mole	1.8 (Tsouknidas, et al 2020)	0.30 (Holberg, et al, 2005)	0.95 (Holberg, et al,2005)
EVA	18,000 (Tsouknidas, et al 2020)	0.30 (Tsouknidas, et al 2020)	0.95 (Verissimo, et al, 2016)
Aço	200,000 (Tsouknidas, et al 2020)	0.30 (Tsouknidas, et al 2020)	7.8 (Verissimo, et al, 2016)
Fibra de Nylon	1.900 (Firmino et al, 2017)	0.17 (Tsouknidas, et al 2020)	-

4.1.1.4 Pós Processamento

Os resultados das distribuições de tensão serão apresentados por meio de uma escala de cores, em Mpa, onde a capacidade de absorção do impacto será determinada como a % do pico de estresse comparado ao modelo com e sem o protetor bucal reforçado pela malha nas diferentes localizações, abrangendo os dentes de 13 a 23 sem quaisquer alterações de posição ou fisiológicas. A tensão máxima principal será um critério comum de falha para mostrar as regiões de tensão de tração nas estruturas dentais, bem como o deslocamento do sistema será utilizado para evidenciar o efeito do reforço de sílica na flexão do protetor (Dal Piva et al., 2017).

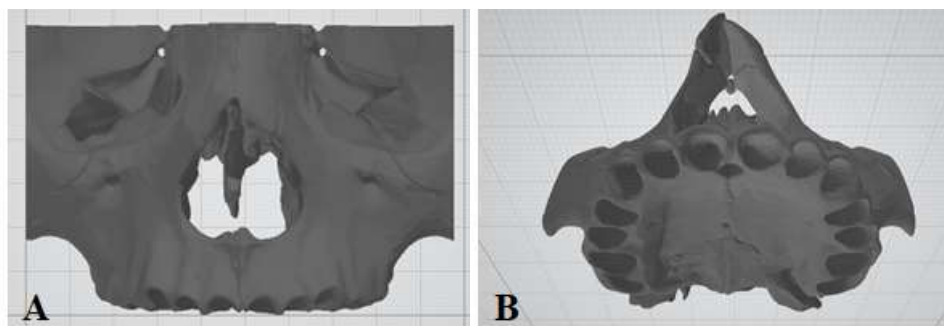
4.1.2 ESTUDO IN VITRO

4.1.2.1 Confeção dos Espécimes

4.1.2.1.2 Modelo Maxilar

Será impresso por meio da impressora tridimensional (3D) GTMax3D Core A3 o modelo em .STL de maxila com ausência de dentes, pois esses serão impressos posteriormente conforme item 3.1.2.1.3. A impressão da maxila será realizada em ácido-poli-lático (PLA) o qual apresenta módulo de elasticidade e resistência ao cisalhamento semelhante ao osso e foi considerado adequado para impressão de crânios para simulação de estruturas ósseas (Werz, et al. 2018), sendo essa realizada nas dimensões 5.6 cm de altura, 8.6 cm de largura em vista frontal, e 8.9 cm no sentido antero-posterior, a partir do modelo matemático tridimensional (3D), conforme figura 2, realizado e descrito em um estudo prévio do nosso grupo de pesquisa (Tribst, et al. 2019), confeccionado no software de desenho auxiliado por computador (CAD) (Rhinoceros versão 5.0; McNeel North America, Seattle, WA, EUA) citado nesse projeto de pesquisa no tópico 4.1.1.3.

Figura 2. Modelo tridimensional de crânio abrangendo regiões de maxila para impressão tridimensional. A. Vista Frontal; B. Vista Região alveolar



Fonte: Elaborado pela autora.

4.1.2.1.3 Dentes com estrutura radicular

A arcada dentária será realizada através da impressão tridimensional dos dentes com raiz, a partir da impressora W3D Print - Wilcos em resina Resilab Clear - Wilcos separadamente aos modelos maxilar, previamente modelados no software de desenho auxiliado por computador (CAD) (Rhinoceros versão 5.0; McNeel North America, Seattle, WA, EUA), figura 3. Previamente à inserção dos dentes impressos no alvéolo, será manipulado o material poliéster de média viscosidade (Poliéster Impregum™ Soft - 3M), de acordo com as recomendações do fabricante e introduzido no alvéolo do modelo previamente impresso em PLA, com a finalidade de mimetizar o ligamento periodontal, para, sucessivamente, receber o dente com a estrutura radicular.

Figura 3. Dentes tridimensionais referentes aos alvéolos do modelo da região de maxila.



Fonte: Elaborado pela autora.

4.1.2.1.4 Confeção de Protetor Bucal

Será realizada a moldagem em alginato, de acordo com as orientações do fabricante, da arcada dentária superior do modelo maxilar impresso com os dentes em posição, **com alívios prévios em cera 7 na região onde serão localizados os extensômetros, com a finalidade de não danificá-los durante a trajetória de inserção dos dispositivos de proteção bucal, ao longo dos testes (item 4.1.2.2.1 Extensometria, 4º parágrafo). Esses alívios serão realizados previamente a moldagem, para obtenção de modelo em gesso tipo IV, para realização das sucessivas etapas laboratoriais do protetor bucal evitando danificações nos extensômetros, conforme a figura 4.**

Figura 4: Ilustração da localização dos alívios a serem realizados em cera 7, na região pontilhada na cor amarela, onde abrangerá a localização da trajetória de inserção dos protetores bucais onde poderiam tocar nos extensômetros.



Fonte: Elaborado pela autora.

O número amostral será determinado através de um teste piloto, com $n=5$ para cada um dos grupos a serem mencionados, totalizando $N=25$. Caso os resultados apresentem poder de teste inferior à 80%, será elevado o número de amostras para que seja atingido o poder de teste ideal.

Serão confeccionadas cinco amostras para os quatro modelos de protetores bucais (PB), sem reforço e com reforço com malha de *nylon* incorporada por sílica a 0.5% ($N=20$) em seu volume (patente número BR1020120281198) abrangendo a região de dentes anteriores (13 a 23) no terço médio da coroa clínica, conforme a tabela 2 e ilustrado como na figura 5 e figura 6:

Tabela 2: Grupos considerados no presente estudo.

Grupos	Descrição
SPB	Sem Protetor Bucal ($n=5$).
PBSr	Protetor Bucal em EVA 4mm de espessura sem reforço ($n=5$).
PBRf1	Protetor Bucal em EVA 4mm de espessura, com reforço a 1 mm da face vestibular ($n=5$).
PBRf2	Protetor Bucal em EVA 4mm de espessura com reforço a 2 mm da face vestibular ($n=5$).
PBRf3	Protetor Bucal em EVA 4mm de espessura com reforço a 3mm da face vestibular ($n=5$).

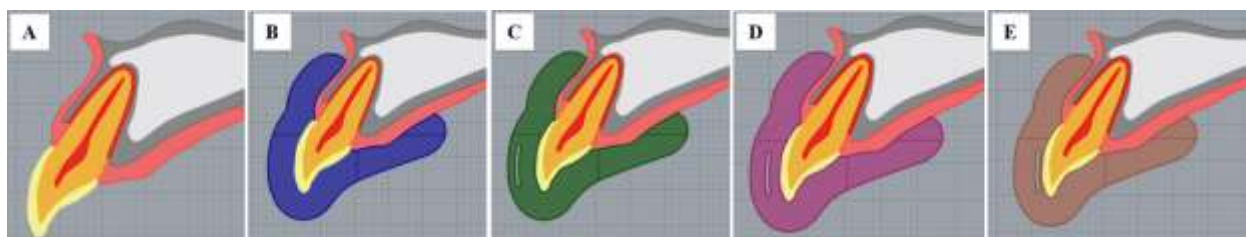
Fonte: Elaborado pela autora.

Figura 5: Ilustração da localização da malha de reforço em *nylon* incorporada por sílica a 0.5% em relação aos dentes 13 a 23 na região de terço médio da coroa clínica.



Fonte: Elaborado pela autora.

Figura 6: Esquema das diferentes disposições da malha no sentido vestibular do protetor bucal.



Legenda: A. Sem protetor bucal; B. Protetor Bucal em EVA 4mm de espessura sem reforço; C. Protetor Bucal em EVA 4mm de espessura, com reforço a 1 mm da face vestibular; D. Protetor Bucal em EVA 4mm de espessura com reforço a 2 mm da face vestibular; E. Protetor Bucal em EVA 4mm de espessura com reforço a 3mm da face vestibular.

Fonte: Elaborado pela autora.

A malha de nylon incorporada por sílica a 0.5% em seu volume, com 0.6mm de espessura com espaçamento de 3mm, será utilizada como reforço do protetor bucal, é será obtida pela empresa Natmar Moldes e Plásticos Ltda., a qual realiza sua confecção.

Para confecção do protetor bucal será realizada a prensagem de lâminas das placas de EVA quadradas (Bio-Art Equipamentos Odontológicos Ltda.) em seu tamanho original de 127mm x 127mm, com 4mm de espessura, em formato plano sobre o modelo de gesso obtido, em uma máquina plastificadora de conformação a vácuo (Plastvac – P7, Bioart) para realização do grupo de protetor bucal convencional sem reforço.

Para realização dos demais grupos, que contém reforço serão realizadas interposições de placas de diferentes espessuras como descrito na Tabela 2.

Através das placas de EVA (Soft EVA-Borrachoide - Bioart) a serem utilizadas para customização do protetor bucal, serão realizadas conferências das medidas de espessura com auxílio de parquímetro digital (marca), para garantir a padronização das mesmas. Diante disso, as placas serão divididas com auxílio de caneta marcadora permanente (Pilot, São Paulo, Brasil) em quadrantes e serão selecionados 3 pontos aleatórios em cada quadrante para avaliar a espessura do material. Com isso, cada placa será conferida em 12 pontos distintos (Carvalho, VF. 2016).

Após a obtenção dos Protetores bucais, serão removidas as extensões da placa plastificada do modelo e serão delimitadas as regiões de área de recorte com caneta marcadora permanente (Pilot, São Paulo, Brasil). A região vestibular seguirá ao que corresponderá a 2mm abaixo do fórnice do vestibulo e manterá em extensão palatina de 10mm além da margem gengival (Carvalho, VF. 2016). O recorte inicial será realizado através de tesoura íris reta e os excessos serão removidos com broca Maxicut (Labordental, Indianápolis, Brasil) e finalizadas com escovas para polimento Scotch Brite (PM, Referência MSH78WH-1/American Burs. Extra-fina).

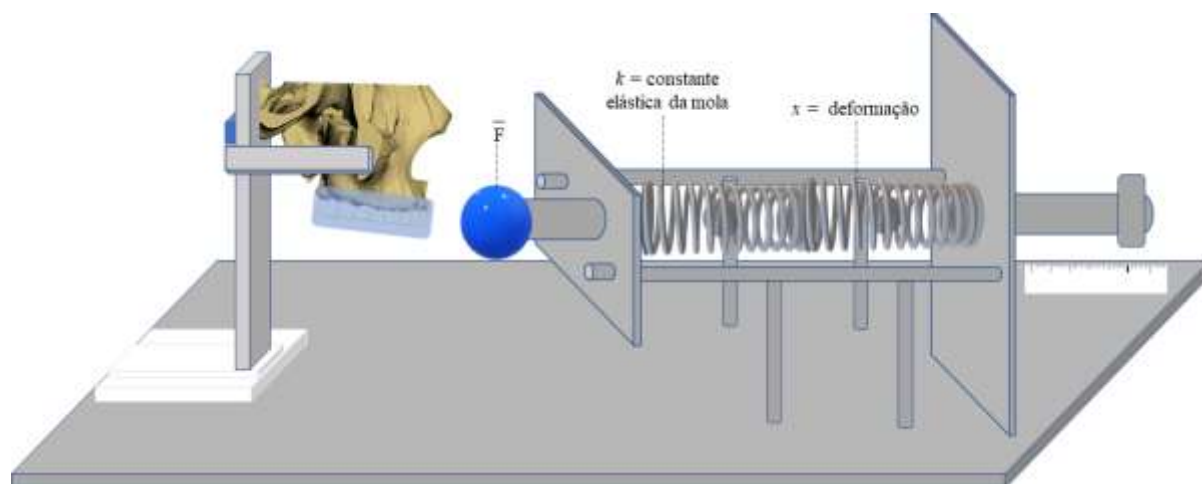
4.1.2.1.4.1 Controle de espessura

Com auxílio de um paquímetro digital (Starret® 727, Starrett, Brazil) a espessura dos protetores bucais finalizados será analisada na região vestibular, no ponto central dos dentes (21, 11, 13, 23, 16 e 23) e no ponto central da extensão palatina.

4.1.2.2 Testes de impacto

Está sendo desenvolvida uma máquina específica de impacto, conforme figura 7, para ser associada a análises por extensometria, com a finalidade de aplicar impacto sobre a região de dentes incisivos centrais superiores conforme os grupos pré-estabelecidos (n=25) (Tabela 2), a fim de verificar o padrão de trauma dento-alveolar.

Figura 7: Máquina de impacto.



Fonte: Elaborado pela autora.

O impacto será simulado pelo contato entre o protetor bucal devidamente posicionado e uma esfera metálica de 35mm de diâmetro presa à máquina de impacto, a qual possuirá uma mola a ser tracionada e liberada de maneira a gerar uma força que reproduza uma deformação mensurável pelos extensômetros a serem colocados no crânio, que serão descritos no próximo tópico, dentro do limite elástico do material (3.149Mpa), (Zur, P et. al. 2019) e abaixo da tensão

crítica. A deformação a ser empregada à mola será definida em razão da constante elástica da mola escolhida, aplicando a lei de Hooke, através da fórmula: $F_e = k \cdot x$, onde “ F_e ” representa força elástica, “ k ” a constante elástica e “ x ”, a deformação da mola.

4.1.2.2.1 Extensometria

Com a finalidade de realizar um ensaio mecânico laboratorial apto obter dados a respeito da deformação e impacto absorvido diante dos testes, serão utilizados extensômetros.

O modelo maxilo-mandibular a ser construído será submetido ao teste de impacto por meio da máquina acima descrita e ilustrada na figura 3 sem utilização de protetor bucal, sendo este o grupo controle e fazendo o uso dos protetores bucais customizados acima descritos na Tabela 3.

O dispositivo de impacto acoplado à esfera metálica de 35mm de diâmetro será ajustado em relação ao modelo do crânio impresso de modo que o impacto incida na superfície central entre as coroas clínicas dos incisivos centrais superiores (11 e 21), com força aplicada no sentido horizontal paralelo ao solo e perpendicular à superfície de contato da esfera, conforme figura 3.

Após uma cuidadosa limpeza da superfície do modelo maxilo mandibular com álcool isopropílico, um extensômetro unidirecional (PA-06-125BA-120-L; EXCEL SENSORES IND. COM. EXP. LTDA., Indústria Brasileira, resistência elétrica interna de 120 Ω ; largura: 1,5 mm; comprimento: 3mm; fator de sensibilidade/gauge factor de 2,14), será colada com auxílio de cola de cianoacrilato (Super Bonder Loctite, Henkel Ltda., São Paulo, SP, Brasil) sobre a superfície central das coroas dos incisivos centrais superiores (11 e 21) e processo alveolar da maxila na **superfície plana e externa do osso alveolar** localizada na altura da região de raiz de incisivos, com calibre de tensão orientado paralelamente ao longo eixo dos dentes mencionados.

A avaliação da resistência da medição será realizada por meio de um dispositivo multímetro (Minida ET 2055: Minida São Paulo, Brasil). Variações de resistência elétrica serão convertidas em unidades de taxa de microtensão através de um aparelho e condicionamento (Scanner Modelo 5100B – System 500 Instrument Division Measurements Group, Inc. Raleigh, Carolina do Norte, EUA, FAPESP proc: 07/53293-4). Os fios do extensômetro serão conectados ao Sistema de Aquisição de dados, que permitirão a conexão entre a tensão medida e o aparelho, onde os canais leitura serão instalados. Os dados serão adquiridos em Hz e gravados utilizando software de transformação e análise de dados.

4.2 Análise estatística

Os dados serão submetidos a estatística descritiva e inferencial após verificação da homogeneidade e homocedacidade e assim, escolha do teste adequado (paramétrico ou não).

5. CRONOGRAMA DE ATIVIDADES

Atividade	2021	2022	2022	2022	2022	2023
	4º trimestre	1º trimestre	2º trimestre	3º trimestre	4º trimestre	1º trimestre
Levantamento bibliográfico	X	X	X	X	X	X
Delineamento do projeto em FEA	X					
Modelamento 3D Rhinoceros	X					
Execução Parte prática de teste <i>in silico</i>	X					
Análise de resultados de teste <i>in silico</i>		X				
Impressão de crânio em PLA	X					
Construção de Máquina de impacto	X	X				
Preparo de protetores bucais		X				
Relatório Parcial		X				
Preparo de crânio com strain gauge para extensometria			X			
Calibragem de máquina de impacto e teste piloto			X			
Execução de parte prática teste <i>in vitro</i>				X		
Análise de resultados				X	X	
Redação de relatório final					X	
Redação de artigo científico					X	X
Dissertação					X	X
Defesa						X

6. REFERÊNCIAS

Ahmed, Irfan, and Peter Fine. "'Injury prevention versus performance': has the time come to mandate the use of mouthguards in all contact sports?." *BMJ Open Sport & Exercise Medicine* 7.1 (2021): e000828.

Almeida, Carolina Souza, et al. "Effect of an experimental silica-nylon reinforcement on the fracture load and flexural strength of bisacrylic interim partial fixed dental prostheses." *The Journal of prosthetic dentistry* 115.3 (2016): 301-305.

- Bishop, B. M., E. H. Davies, and J. A. Von Fraunhofer. "Materials for mouth protectors." *The Journal of prosthetic dentistry* 53.2 (1985): 256-261.
- Borges, Alexandre Luiz Souto, et al. "Mouthguard use effect on the biomechanical response of an ankylosed maxillary central incisor during a traumatic impact: a 3-dimensional finite element analysis." *Life* 10.11 (2020): 294.
- Bulsara YR, Matthew IR. Forces transmitted through a laminated mouthguard material with Sorbothane insert. *Endod Dent Traumatol.* 1998;14(1):45-47
- Caneppele, Taciana Marco Ferraz, et al. "Mouthguard use and cardiopulmonary capacity—a systematic review and meta-analysis." *Sports medicine international open* 1.5 (2017): E172.
- Carter, D. R., and Wilson C. Hayes. "Compact bone fatigue damage—I. Residual strength and stiffness." *Journal of Biomechanics* 10.5-6 (1977): 325-337.
- Carvalho, Valessa Florindo. "Performance biomecânica e caracterização do protetor bucal em implante dentário frente à impacto análise experimental e elementos finitos." (2016).
- Cevik, Pinar, and Arzu Zeynep Yildirim-Bicer. "The effect of silica and prepolymer nanoparticles on the mechanical properties of denture base acrylic resin." *Journal of Prosthodontics* 27.8 (2018): 763-770.
- Cummins, Neil K., and Iain R. Spears. "The effect of mouthguard design on stresses in the tooth-bone complex." *Medicine and science in sports and exercise* 34.6 (2002): 942-947.
- Fernandes, Loyse M., et al. "The use of mouthguards and prevalence of dento-alveolar trauma among athletes: a systematic review and meta-analysis." *Dental traumatology* 35.1 (2019): 54-72.
- Fogaça, Carlos Lane, et al. "Fraturas Maxilofaciais em atletas" *Brazilian Journal of Surgery and Clinical Research – BJSCR*, vol. 35, no. 1, 2021, pp. 126-134.
- Gialain, Ivan Onone, et al. "A three-dimensional finite element analysis of the sports mouthguard." *Dental traumatology* 32.5 (2016): 409-415.
- Gonçalves, Fernanda de Cássia Papaiz, et al. "Fracture load of complete-arch implant-supported prostheses reinforced with nylon-silica mesh: An in vitro study." *The Journal of prosthetic dentistry* 119.4 (2018): 606-610.
- Holberg, Christof, et al. "Three-dimensional soft tissue prediction using finite elements." *Journal of Orofacial Orthopedics/Fortschritte der Kieferorthopädie* 66.2 (2005): 122-134.

- Kamenskikh, A. A., T. N. Ustjugova, and A. G. Kuchumov. "Modelling of the tooth contact through one-layered mouthguard." *Journal of Physics: Conference Series*. Vol. 1129. No. 1. IOP Publishing, 2018.
- Kataoka, Simony HH, et al. "Impact absorption and force dissipation of protective mouth guards with or without titanium reinforcement." *The Journal of the American Dental Association* 145.9 (2014): 956-959.
- Knapik, Joseph J., et al. "Mouthguards in sport activities history, physical properties and injury prevention effectiveness." *Sports medicine* 37.2 (2007): 117-144.
- Lam, Raymond. "Epidemiology and outcomes of traumatic dental injuries: a review of the literature." *Australian dental journal* 61 (2016): 4-20.
- Matsuda, Yoshiaki, et al. "The effect of light-cured resin with a glass fiber net as an intermediate material for Hard & Space mouthguard." *Dental Traumatology* 36.6 (2020): 654-661.
- Paes-Junior, Tarcisio José de Arruda, et al. "A novel silica-nylon mesh reinforcement for dental prostheses." *Advances in Materials Science and Engineering* 2017 (2017).
- Pandolfi, Alexsandro Sanqueta. "Avaliação do efeito da rugosidade na tenacidade ao impacto em aço carbono". Orientador: Marcelo Camargo. 2006. 41 p. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Engenharia Mecânica) - Universidade Federal do Espírito Santo, [S. l.], 2006.
- Park, Han-Kyul, et al. "Sports-related oral and maxillofacial injuries: A 5-year retrospective study, Pusan National University Dental Hospital." *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 79.1 (2021): 203-e1.
- Patrick, D., R. Van Noort, and M. S. Found. "Evaluation of laminated structures for sports mouthguards." *Key Engineering Materials*. Vol. 221. Trans Tech Publications Ltd, 2002.
- Piccininni, Paul, et al. "Dental and orofacial injuries." *Clinics in sports medicine* 36.2 (2017): 369-405.
- Rees, J. S., and P. H. Jacobsen. "Elastic modulus of the periodontal ligament." *Biomaterials* 18.14 (1997): 995-999.
- Saini, Rajiv. "Sports dentistry." *National journal of maxillofacial surgery* 2.2 (2011): 129.
- Sousa, Ana M., et al. "Present status in polymeric mouthguards. a future area for additive manufacturing?." *Polymers* 12.7 (2020): 1490.
- Takeda, Tomotaka, et al. "Does hard insertion and space improve shock absorption ability of mouthguard?." *Dental Traumatology* 22.2 (2006): 77-82.

Tribst, João Paulo Mendes, et al. "Influence of custom-made and stock mouthguard thickness on biomechanical response to a simulated impact." *Dental Traumatology* 34.6 (2018): 429-437.

Tribst, João Paulo Mendes, et al. "Simulation of mouthguard use in preventing dental injuries caused by different impacts in sports activities." *Sport Sciences for Health* 15.1 (2019): 85-90.

Tribst, João Paulo Mendes, et al. "Biomechanical Analysis of a Custom-Made Mouthguard Reinforced With Different Elastic Modulus Laminates During a Simulated Maxillofacial Trauma." *Craniomaxillofacial Trauma & Reconstruction* (2020): 1943387520980237.

Tribst, João Paulo Mendes, et al. "Does silica–nylon mesh improves the biomechanical response of custom-made mouthguards?." *Sport Sciences for Health* 16.1 (2020): 75-84.

Tribst, João Paulo Mendes, et al. "Mouthguard use and TMJ injury prevention with different occlusions: A three-dimensional finite element analysis." *Dental traumatology* 36.6 (2020): 662-669.

Tuna, Elif Bahar, and Emre Ozel. "Factors affecting sports-related orofacial injuries and the importance of mouthguards." *Sports medicine* 44.6 (2014): 777-783.

Verissimo, Crisnicaw, et al. "Custom-Fitted EVA Mouthguards: what is the ideal thickness? a dynamic finite element impact study." *Dental Traumatology* 32.2 (2016): 95-102.

Werz, Simon Micha, et al. "3D printed surgical simulation models as educational tool by maxillofacial surgeons." *European Journal of Dental Education* 22.3 (2018): e500-e505.

Westerman, Bill, Peter M. Stringfellow, and John A. Eccleston. "EVA mouthguards: how thick should they be?." *Dental traumatology* 18.1 (2002): 24-27.

Zarone, Fernando, et al. "Evaluation of the biomechanical behavior of maxillary central incisors restored by means of endocrowns compared to a natural tooth: a 3D static linear finite elements analysis." *Dental Materials* 22.11 (2006): 1035-1044.

Żur, Paweł, Alicja Kołodziej, and Andrzej Baier. "Finite elements analysis of pla 3d-printed elements and shape optimization." *European Journal of Engineering Science and Technology* 2.1 (2019): 59-64.