

UNIVERSIDADE DE CAXIAS DO SUL  
CENTRO DE CIÊNCIAS DA VIDA  
CURSO DE ODONTOLOGIA

RENATA BOFF BIANCHI E VINÍCIUS MONTANARI BAGATINI

**ANÁLISE DA ESPESSURA DO PROTETOR BUCAL COMO REDUTOR DE  
IMPACTO SECUNDÁRIO EM REGIÃO DA ARTICULAÇÃO  
TEMPOROMANDIBULAR: UM ESTUDO DE ELEMENTO FINITO**

**Caxias do Sul**

**2020**

RENATA BOFF BIANCHI E VINÍCIUS MONTANARI BAGATINI

**ANÁLISE DA ESPESSURA DO PROTETOR BUCAL COMO REDUTOR DE  
IMPACTO SECUNDÁRIO EM REGIÃO DA ARTICULAÇÃO  
TEMPOROMANDIBULAR: UM ESTUDO DE ELEMENTO FINITO**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado como requisito para a obtenção do título de Bacharel em Odontologia à Universidade de Caxias do Sul, Área do Conhecimento de Ciências da Vida.

Orientador: Prof. Dr. Thiago de Oliveira Gamba

Co-orientador: Prof. Me. Celso Ricardo Adami

Caxias do Sul

2020

RENATA BOFF BIANCHI E VINÍCIUS MONTANARI BAGATINI

**ANÁLISE DA ESPESSURA DO PROTETOR BUCAL COMO REDUTOR DE  
IMPACTO SECUNDÁRIO EM REGIÃO DA ARTICULAÇÃO  
TEMPOROMANDIBULAR: UM ESTUDO DE ELEMENTO FINITO**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado como requisito para a obtenção do título de Bacharel em Odontologia à Universidade de Caxias do Sul, Área do Conhecimento de Ciências da Vida.

Orientador: Prof. Dr. Thiago de Oliveira Gamba

Co-orientador: Prof. Me. Celso Ricardo Adami

Aprovado em: 04/12/2020.

**Banca examinadora:**

---

Prof. Dra. Suzana Uggeri Coradini  
Universidade de Caxias do Sul - UCS

---

Prof. Dr. João Lopes Bondan  
Universidade de Caxias do Sul - UCS

---

Prof. Dr. Thiago de Oliveira Gamba  
Universidade de Caxias do Sul – UCS

## **DEDICATÓRIA**

Dedicamos este trabalho à família, companheiros, professores e a todas aquelas pessoas que foram presentes na nossa caminhada, deixando sempre seu legado.

## **AGRADECIMENTO RENATA BIANCHI**

Agradeço a minha mãe, Jaqueline Boff Bianchi, por ser uma mulher forte que me criou com carinho, amor e me guiou sempre pelo melhor caminho, vibrando com cada conquista. Ao meu pai, Josmar José Bianchi, por ser um homem que sempre me incentivou a estar em movimento e a procura de novos desafios, além de, junto com minha mãe, tornar minha graduação possível e serem exemplos de pessoas e profissionais a seguir. A minha irmã, Manuela Boff Bianchi, por dar sentido a minha vida e ser minha maior conselheira, mesmo com sua pouca idade. Aos meus avós, Olga Bianchi, Verlaine Boff, Rômolo Boff e Orvindo Bianchi, por me mostrarem o significado de família e serem guias e exemplos na minha vida. A minha dinda, Fabiana Boff, por ser uma mulher de muita luz e amor que me criou como filha.

Ao meu namorado e melhor amigo, Gionathan Sandi, por me apoiar em todos os momentos, compreendendo a minha ausência e estando presente em cada fase, sempre com a cabeça erguida e palavras de carinho. A minha dupla do trabalho de conclusão de curso, Vinícius Bagatini, por enfrentar comigo esse desafio com muita alegria, mesmo diante das dificuldades. Aos meus colegas, em especial Victória Grezzana, Victória Panis, Leonardo Pasquali e Lucas Toigo, o meu muito obrigada por dividirem comigo esses quatro anos maravilhosos, compartilhando o conhecimento e crescendo juntos. Aos meus amigos, por estarem presentes durante a caminhada, sempre apoiando e compreendendo as ausências.

Aos meus professores, em especial a banca avaliadora, Dr. João Lopes Bondan e Dra. Suzana Uggeri Coradini, e todos aqueles que contribuíram com a minha trajetória acadêmica e me inspiram a ser uma profissional cada dia melhor, minha eterna gratidão. Ao meu co-orientador, Prof. Me. Celso Ricardo Adami, por acreditar no projeto e não medir esforços para auxiliar com a pesquisa. Ao meu professor orientador Dr. Thiago de Oliveira Gamba, um agradecimento especial por todos os ensinamentos, incentivos, brincadeiras e dedicação comigo durante os anos da graduação, tenho muito orgulho de ser tua aluna e orientanda e devo muito a ti pela profissional que estou me tornando. Ao engenheiro Jonatas Araldi, por todo suporte e paciência com as análises de elementos finitos.

E, finalmente, ao esporte, que sempre esteve presente na minha vida, me tornando uma pessoa mais forte de corpo e alma e me preparou para os obstáculos que a vida apresenta.

## **AGRADECIMENTO VINÍCIUS BAGATINI**

Ao longo desses quatro anos de graduação enfrentei inúmeros obstáculos que só pude vencê-los com o apoio da minha família: minha mãe, Rita, meu pai, Marcos e meu irmão, Willian. Concederam-me a oportunidade de estudar e me incentivaram a prosseguir nessa trajetória, proporcionando-me amparo em momentos da minha vida além da Odontologia. Espero que um dia eu consiga obter parte das melhores qualidades de meus pais: a força da minha mãe e a integridade do meu pai. Para mim, o caráter de meu pai é sinônimo de honestidade, que levo como exemplo para optar pela escolha correta, independente da situação. E a minha mãe que é um exemplo de mulher guerreira e trabalhadora, que me ensinou a me entregar de corpo e alma para a realização de cada etapa da minha trajetória.

Agradeço aos meus avós, Odila, Delvo e Zelinda, que hoje são anjos que me acompanham do céu, por todo o amor que me foi oferecido e pelos conselhos sábios que me concederam em busca de me tornar uma pessoa melhor.

À minha namorada, Júlia, agradeço por toda a motivação, apoio e incentivo a nunca desistir, independentemente da situação. Juntos compartilhamos do mesmo sonho, a odontologia e juntos teremos sucesso em nossa profissão.

Agradeço aos meus colegas, amigos e todo o corpo docente do curso de Odontologia da Universidade de Caxias do Sul, por compartilharem do seu conhecimento, momentos alegres e pelas lições de vida que dividimos nesses anos. Em especial o professor doutor Thiago de Oliveira Gamba que nunca mediu esforços para nos prestar auxílio. A minha gratidão ao nosso co-orientador Celso Ricardo Adami, que se empenhou para o êxito desta tese de conclusão de curso. Ao engenheiro Jonatas Araldi, pela execução dos testes de elemento finitos e pela sua paciência para sanar todas as nossas dúvidas. A todos que contribuíram para hoje eu me tornar um cirurgião-dentista, o meu muito obrigado.

## RESUMO

Muitos tipos de atividades esportivas vêm colocando os participantes em riscos para traumas orofaciais e concussões. As lesões mais frequentes ocorrem em dentes e mandíbula. Existem três tipos de protetores bucais esportivos: tipo I, de estoque, tipo II, “ferve e morde” e tipo III, personalizado. Os protetores bucais são usados sobre os dentes e agem para absorver a energia de um golpe na boca ou mandíbula, dissipando e distribuindo a energia por uma área mais ampla. Uma das injúrias mais comuns no esporte é o trauma na Articulação Temporomandibular (ATM), as fraturas condilares, estão entre 17,5 e 52% das fraturas de mandíbula. Foi realizada uma simulação de impacto por meio de análise de elemento finito utilizando um modelo tridimensional (3D) modelado a partir de duas imagens: uma Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico associada a uma de Ressonância Magnética. O estudo comparou o impacto frontal sem protetor bucal e com três diferentes espessuras (2, 3 e 4 mm) de protetores bucais esportivos, totalizando quatro grupos de análise. Um impacto frontal de 250 N a 2,5 m/s e um de 500 N a 5 m/s em 1 segundo foram aplicados com uma esfera de borracha de 30 mm de diâmetro na região dos incisivos superiores e inferiores. Os resultados foram divididos em tensão de Von Mises e deformação linear elástica. Sem o protetor bucal foi possível observar os maiores valores de tensão e deformação linear elástica. Com relação ao modelo com 2 mm obteve maior deformação, mas não as maiores tensões. Já o modelo de 3 mm aparece com tensões altas e deformação apenas no impacto de 500 N, por outro lado o modelo com 4 mm mostra as maiores tensões no protetor bucal e a menor deformação encontrada. Os protetores bucais com espessuras de 3 e 4 mm foram eficazes na redução de impactos secundários na articulação temporomandibular.

**Palavras chave:** Protetores bucais; articulação temporomandibular; elemento finito; odontologia do esporte.

## ABSTRACT

Many types of sports activities have put participants at risk for orofacial trauma and concussions. The most frequent injuries occur on teeth and jaw. There are three types of sport mouthguards: type I, from stock, type II, “ boil and bite ” and type III, personalized. Mouthguards are used on teeth and act to absorb energy from a blow to the mouth or jaw, dissipating and distributing the energy over a wider area. One of the most common injuries in sport is trauma to the Temporomandibular Joint (TMJ), condylar fractures, are between 17.5 and 52% of mandible fractures. An impact simulation was carried out by means of finite element analysis using a three-dimensional (3D) model modeled from two images: a Cone-Beam Computed Tomography associated with a Magnetic Resonance. The study compared the frontal impact without mouthguard and with three different thicknesses (2, 3 and 4 mm) of sport mouthguards, totaling four groups of analysis. A frontal impact of 250 N at 2.5 m / s and one of 500 N at 5 m / s in 1 second were applied with a rubber sphere of 30 mm in diameter in the region of the upper and lower incisors. The results were divided into Von Mises stress and strain. Without the mouthguard it was possible to observe the highest values of tension and elastic linear deformation. Regarding the 2 mm model, it obtained greater deformation, but not the greatest stresses. The 3 mm model, on the other hand, appears with high stresses and deformation only at 500 N impact, on the other hand, the 4 mm model shows the highest stresses in the mouthguard and the lowest deformation found. Mouth guards with thicknesses of 3 and 4 mm were effective in reducing secondary impacts on the temporomandibular joint.

**Keywords:** Mouthguards; temporomandibular joint; finite element; sport dentistry.

## **LISTA DE TABELAS**

<b>Tabela 1</b>	Propriedades mecânicas dos materiais utilizados na simulação.	19
<b>Tabela 2</b>	Premissas de análise	19

## LISTA DE FIGURAS

<b>Figura 1</b>	Modelo tridimensional do sistema temporomandibular composto de sete modelos	20
<b>Figura 2</b>	Região verde correspondente ao impacto frontal gerado no modelo tridimensional no software Ansys Workbench	20
<b>Figura 3</b>	Resultados da tensão de Von Misses no disco articular do lado esquerdo	22
<b>Figura 4</b>	Resultados da deformação linear elástica no disco articular do lado esquerdo	22
<b>Figura 5</b>	Resultados da tensão de Von Misses na mandíbula	23
<b>Figura 6</b>	Resultados da deformação linear elástica na mandíbula	23
<b>Figura 7</b>	Resultados da tensão de Von Misses na mandíbula e na maxila	24
<b>Figura 8</b>	Resultados da deformação linear elástica na mandíbula e maxila	24

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

<i>3D</i>	Tridimensional
<i>ATM</i>	Articulação temporomandibular
<i>EVA</i>	Ethylene-Vinyl Acetate
<i>g/cm<sup>3</sup></i>	Grama por centímetro cúbico
<i>MPa</i>	Megapascal
<i>m/s</i>	Metros por segundo
<i>N</i>	Newton
<i>P.B.</i>	Protetor Bucal
<i>v</i>	Coefficiente de Poisson

## **SUMÁRIO**

1. INTRODUÇÃO	12
2. CAPÍTULO 1	15
3. CONSIDERAÇÕES FINAIS	31
4. REFERÊNCIAS	31

## 1. INTRODUÇÃO

Muitos tipos de atividades esportivas vêm colocando os participantes em riscos para traumas orofaciais e concussões (1). As lesões mais frequentes ocorrem em dentes e mandíbula (2). Segundo *The National Youth Sports Safety Foundation* (NYSSF) estima-se que existam 15 milhões de lesões dentárias e cinco milhões de casos de avulsões traumáticas nos Estados Unidos a cada ano. Os esportes são responsáveis por 13-39% desses casos de injúrias dentárias (3). Em 1984, Davis e Knott, em um estudo, determinaram que um terço dos traumas dentários ocorreu em acidentes durante a prática de esportes (4).

Cada vez mais se percebe a participação de crianças de todas as idades nos esportes, além do público adulto. Os cirurgiões-dentistas têm como papel fundamental educar e informar os pacientes sobre a necessidade e benefícios dos dispositivos de proteção, conhecer os materiais e técnicas de sua confecção, comunicar-se adequadamente com o paciente ou seu responsável, conhecer o esporte praticado pelo paciente, além dos riscos de traumas orofaciais que podem ocorrer. Portanto, a odontologia do esporte deve abranger muito mais do que apenas confeccionar protetores bucais e conhecer o tratamento de dentes fraturados (5).

O primeiro protetor bucal foi confeccionado no século 19, no ano de 1890. Este dispositivo foi desenvolvido por Wolf Krause, para um boxeador profissional, utilizando duas camadas de guta-percha aderidas aos dentes superiores do atleta. Sabe-se que a história do protetor bucal é baseada em tentativa e erro e experiência clínica (6). Nos dias atuais existem três tipos de protetores bucais esportivos: tipo I, II e III. O tipo I, de estoque, é um protetor bucal pré-fabricado que o atleta consegue facilmente adquirir em lojas de artigos esportivos, farmácias ou lojas de departamento. Geralmente é confeccionado de acetato de vinila (Ethylene-Vinyl Acetate - EVA) e é pronto para o uso, sem nenhuma customização adicional. É um protetor com o preço mais acessível, mas oferece menos proteção e pode interferir na respiração ou na fala, além de exigir que o atleta permaneça com a boca fechada para o dispositivo não deslocar (3,5,7).

O protetor bucal do tipo II é termoplástico e pré-fabricado, sendo necessário imergir em água fervente por alguns segundos para depois ser transferido à boca e adaptar-se aos dentes com a ajuda dos dedos, língua e pressão de mordida. É o protetor

bucal mais conhecido pelos atletas e representa grande parte dos protetores presentes no mercado atual. Ele tende a ser mais volumoso em região vestibular e lingual dos dentes e muito fino em sua oclusal, não sendo o dispositivo ideal para proteção (3,5,8).

Em contrapartida, o protetor bucal do tipo III, é confeccionado por um cirurgião dentista e customizado de acordo com a arcada do paciente, respeitando suas peculiaridades. É considerado o protetor ideal em níveis de proteção ao atleta, com um controle maior da espessura oclusal durante a fabricação, apesar de ter um custo mais elevado (3,7). É confeccionado sobre um modelo de gesso da dentição do atleta, encaixando perfeitamente a boca. Dentre suas vantagens estão incluídos o melhor ajuste, a facilidade de fala, conforto e retenção, além de reduzir significativamente as concussões no côndilo mandibular, pois coloca a mandíbula em uma posição mais avançada. Entre os protetores bucais do tipo III, existem subtipos, o protetor a vácuo e o multilaminado, sendo possível alterar as espessuras na sua fabricação (5). De acordo com Westerman et al. 2018, a espessura média de um protetor bucal customizado é de 4 mm, mas existem muitas variações. Quanto mais espesso, maior sua capacidade de absorção de choque, porém, se for muito espesso causa desconfortos respiratórios e má aceitação do protetor (8,9).

Os protetores bucais são usados sobre os dentes e agem para absorver a energia de um golpe na região de maxila e mandíbula, dissipando e distribuindo a energia por uma área mais ampla, minimizando assim a gravidade das lesões dentárias e orais. A redução de lesões dentárias ao usar protetores bucais é bem documentada, mas é importante que o material seja macio para absorver melhor o choque, como o *EVA*, por exemplo, que sofre uma deformação aumentando o tempo de contato do golpe e, diminuindo assim, o pico de energia (1,5,8).

Uma das injúrias mais comuns no esporte é o trauma na Articulação Temporomandibular (ATM). As fraturas condilares estão entre 17,5 e 52% das fraturas de mandíbula. A maioria dos golpes não geram fraturas, mas transmitem grande força para o disco articular e estruturas adjacentes, podendo resultar em lesões permanentes. No trauma, o côndilo mandibular pode ser forçado posteriormente comprimindo os tecidos retrodiscais, gerando inflamação e edema. Esse processo pode deslocar o côndilo mandibular para frente e para baixo causando uma má-oclusão aguda, além de

poder gerar um sangramento intracapsular, sendo capaz de resultar em uma anquilose da ATM (5,10,11).

O método de análises por elementos finitos é considerado uma análise adequada para avaliar os impactos no complexo craniomaxilomandibular e foi introduzido em 1943 por Richard Courant e usado em diversos estudos de engenharia. Em 1970, foi amplamente utilizado na ortopedia e odontologia, avaliando as tensões e deformações nos ossos humanos frente a cargas funcionais e ao design e função dos implantes dentários. O método subdivide um conjunto de “elementos” em menores dimensões, tornando-as “finitas”, assim, os elementos finitos combinados formam o modelo de malha da estrutura a ser analisada, que pode adotar qualquer forma geométrica. Assim que a estrutura estiver pronta, adicionam-se as propriedades estruturais e dos materiais, estabelecendo relação de equilíbrio entre as forças e possibilitando a análise dos deslocamentos e deformações. A precisão dos resultados da análise é influenciada por diversos fatores, dentre eles está os detalhes geométricos do objeto a ser modelado e analisado, a carga funcional e a propriedades dos materiais (12-14).

Neste sentido, este trabalho visa realizar uma análise de elemento finito, calculando a tensão e deformação dos materiais em resposta a um impacto frontal, na região de incisivos, sendo adequado para analisar as diferentes espessuras de protetores bucais esportivos do tipo III como redutores de impacto secundário na ATM (12,13).

## 2. CAPÍTULO 1 (Artigo nas normas para envio à revista *Dental Traumatology*)

### RESUMO

*Antecedentes / Objetivos:* Existem poucos estudos que citam as respostas do disco articular e do côndilo mandibular frente a um impacto sofrido em região de incisivos superiores e inferiores. O objetivo deste estudo foi analisar a espessura do protetor bucal como redutor de impacto secundário em região da articulação temporomandibular (ATM) por meio de análise de elemento finito. A hipótese era de que o protetor bucal seria capaz de reduzir a tensão e deformação gerada na ATM, independente da sua espessura. *Métodos:* Foi realizada uma simulação de impacto por meio de análise de elemento finito utilizando um modelo tridimensional (3D) modelado no software InVesalius®. O estudo comparou o impacto frontal sem protetor bucal e com três diferentes espessuras (2, 3 e 4 mm) de protetores bucais esportivos, totalizando quatro grupos de análise. Um impacto frontal de 250 N a 2,5 m/s e um de 500 N a 5 m/s em 1 segundo foram aplicados com uma esfera de borracha de 30 mm de diâmetro na região dos incisivos superiores e inferiores. *Resultados:* Os resultados foram divididos em tensão de Von Mises e deformação linear elástica. Sem o protetor bucal foi possível observar os maiores valores. O modelo com 2 mm obteve maior deformação, mas não as maiores tensões. Os protetores bucais com espessuras de 3 e 4 mm foram mais eficazes na redução de impactos secundários na ATM, obtendo menores valores de tensão e deformação. *Conclusão:* Pode-se concluir que os protetores bucais de 3 e 4 mm são ideais para diminuir as tensões e a deformação no disco articular e no côndilo mandibular.

**Palavras chave:** Protetores bucais; articulação temporomandibular; elemento finito; odontologia do esporte.

### INTRODUÇÃO

A primeira tentativa de fazer um dispositivo para proteger as estruturas bucais foi feita em 1890, quando um dentista britânico, Wolf Krause, usou duas camadas de guta-percha presas aos dentes superiores de um atleta boxeador profissional. A história do protetor bucal revela que a criação desses dispositivos foi baseada sobre o empirismo e experiência clínica (1). Atualmente os protetores bucais são classificados em três tipos: tipo I, tipo II, e tipo III. O protetor bucal do tipo I, estoque, é pré-fabricado e pronto para o uso sem nenhuma customização adicional. Tem um preço mais acessível, mas

também oferece menos proteção (2–4). O tipo II é um protetor pré-fabricado termoplástico, que deve ser colocado em água quente para ser moldado usando dedos, língua e pressão de mordida, se adaptando a arcada dentária. Atualmente é o protetor com maior participação no mercado, mas tendem a ser mais volumosos em região vestibular e lingual dos dentes e muito fino em sua oclusal (2–5). O tipo III, customizado, é confeccionado por um cirurgião-dentista respeitando as características individuais do atleta e sua oclusão, sendo considerados superiores por apresentarem melhor controle da espessura oclusal durante a fabricação (2–4).

Um protetor bucal ideal deve ter equilíbrio entre a espessura e o conforto para não afetar negativamente o desempenho do atleta. O corpo humano já possui barreiras naturais, como os lábios e as bochechas, que ajudam a proteger os dentes de um impacto direto, mas os protetores bucais servem como ferramenta adicional e sua espessura é diretamente proporcional à proteção contra danos (6,7). Estudos sugerem que, quando confeccionado em acetato de vinila (Ethylene-Vinyl Acetate - EVA) a espessura ideal varia entre 3 a 4 mm e é promissora na dissipação de tensões, distribuindo a energia por uma área mais ampla, não somente para proteger os dentes, mas também estruturas ósseas adjacentes, sendo assim, a redução de lesões é bem documentada (4,6–9).

Muitos tipos de atividades esportivas vêm colocando os participantes em riscos para traumas orofaciais e concussões (10–12). Alguns atletas que competem em esportes de contato usam protetores bucais para reduzir o risco de trauma orofacial (4). As lesões mais frequentes ocorrem em dentes (avulsões e traumatismos), mandíbula, articulação temporomandibular (ATM) e fraturas faciais (11). Entre as injúrias na ATM, as fraturas condilares estão entre 17,5 e 52% (13,14), sendo a maioria delas fraturas indiretas. Entretanto, a maioria dos golpes não geram fraturas, mas transmitem grande força para o disco articular e estruturas de suporte, podendo causar lesões. No trauma, o côndilo mandibular por ser forçado posteriormente comprimindo os tecidos retrodiscais, gerando inflamação e edema (13,15).

O estudo de elemento finito é uma ferramenta de engenharia capaz de calcular a tensão e deformação dos materiais e a dissipação de forças em resposta a um impacto. É uma análise adequada para avaliar os impactos no crânio, pois subdivide um conjunto de ‘elementos’ em menores dimensões, tornando-as ‘finitas’, assim, os elementos finitos combinados formam o modelo de malha da estrutura a ser analisada, que pode adotar qualquer forma geométrica. Quando a estrutura estiver pronta, adicionam-se as

propriedades estruturais e dos materiais, estabelecendo relação de equilíbrio entre as forças, possibilitando a análise dos deslocamentos e deformações (6,9,16).

Neste sentido, este trabalho visa realizar um estudo de elemento finito para comparar a influência das diferentes espessuras de protetores bucais esportivos do tipo III em um impacto secundário na região da ATM. A hipótese é que o uso de protetores bucais seja eficaz na dissipação de energia, reduzindo as tensões na ATM.

## **MATERIAIS E MÉTODOS**

Após aprovação no comitê de ética e pesquisa, **CAAE:** 43209215.0.0000.5336, um estudo em conjunto entre professores e alunos da Universidade de Caxias do Sul e Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul foi planejado. Foi realizada uma simulação de impacto por meio de análise de elemento finito utilizando um modelo tridimensional (3D) de um crânio. O presente estudo comparou o impacto frontal sem protetor bucal e com três diferentes espessuras (2, 3 e 4 mm) de protetores bucais esportivos do tipo III, totalizando quatro grupos de análise.

A partir de uma tomografia computadorizada de feixe cônico associada à ressonância magnética, foram criados modelos 3D para a montagem do sistema temporomandibular, correspondentes às estruturas anatômicas dos pacientes: mandíbula com a arcada dentária inferior, arcada dentária superior e dois ossos temporais parciais utilizando o software de desenho e manipulação público para a área da saúde, InVesalius® (Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer, Campinas, São Paulo, Brasil). Os dois discos articulares e o protetor bucal foram modelados utilizando o software PTC Creo Parametric 3.0 (PTC, Needham, Massachusetts, USA). O protetor bucal foi desenhado manualmente por permitir uma ótima adaptação ao modelo e ser individualizado para esse paciente virtual, considerando contatos oclusais perfeitos, permitindo a manutenção do disco articular na mesma posição da relação cêntrica e, conseqüentemente, um equilíbrio de forças mastigatórias. O eixo de rotação da mandíbula foi o centro do côndilo mandibular. Os discos articulares foram modelados de acordo com medidas do disco articular humano (uma distância méso-distal de 23 mm e um comprimento ântero-posterior de 14 mm) (8). O limite superior do disco articular foi o contorno da fossa mandibular e a eminência articular, e o limite inferior foi a superfície articular do côndilo da mandíbula.

Todos os modelos foram importados para o software Solidworks® (Dassault Systèmes Solidworks Corporation, Vélizy, France) para realização de adequações do número de elementos e geometria, compondo uma malha de 33 pequenos triângulos interligados por meio de um sistema cartesiano de coordenadas. O processo foi feito com profissionais da engenharia (UCS/PUCRS) e odontologia (UCS) em parceria, trabalhando para alcançar a anatomia mais fiel à realidade clínica. Após a modelagem e solidificação, foi possível montar o sistema temporomandibular composto de sete modelos, configurando as propriedades de uma análise estrutural (figura 1).

As propriedades mecânicas foram aplicadas de acordo com a literatura. O protetor bucal foi uma simulação de acetato de vinila (Ethylene-Vinyl Acetate – EVA) ( $E = 18 \text{ MPa}$ ,  $\nu = 0.3$ ,  $0.95 \text{ g/cm}^3$ ), o material do objeto de impacto foi uma bola de borracha ( $E = 9\,900 \text{ MPa}$ ,  $\nu = 0.323$ ,  $7.06 \text{ e-}9 \text{ g/cm}^3$ ) e o disco articular foi simulado, contendo um módulo de elasticidade de  $6 \text{ MPa}$  e um coeficiente de Poisson de  $0,4$ , respectivamente. O osso cortical e o trabecular foram diferenciados por conter propriedades mecânicas diferentes, sendo o osso cortical mais denso ( $E = 13\,700 \text{ MPa}$ ,  $\nu = 0.33$ ,  $2.00 \text{ g/cm}^3$ ) que o osso trabecular ( $E = 1400 \text{ MPa}$ ,  $\nu = 0.31$ ,  $0.70 \text{ g/cm}^3$ ). Já o dente foi simulado contendo um módulo de elasticidade de  $20.7 \text{ MPa}$ , coeficiente de Poisson  $0.3$  e densidade  $2.14 \text{ g/cm}^3$  (9,17–19) (tabela 1).

Os arquivos foram importados para o software Ansys Workbench (versão 18.2) para análise de elementos finitos e preparação do modelo, gerando uma malha composta por 224460 nós e 127445 elementos. No programa foi utilizada a extensão "explicit dynamics" (Dinâmica explícita) que realiza um ensaio dinâmico de movimento e impacto. Foram inseridas as premissas de análise (velocidade de impacto/força de impacto/partes móveis/partes fixas) (tabela 2) para obter as respostas (tensões de Von-Mises e deformação linear elástica).

Um impacto de  $250 \text{ N}$  a  $2,5 \text{ m/s}$  e um de  $500 \text{ N}$  a  $5 \text{ m/s}$  em  $1$  segundo foram aplicados com uma esfera de borracha de  $30 \text{ mm}$  de diâmetro na região de incisivos superiores e inferiores para analisar um impacto frontal (figura 2). A energia gerada durante o impacto para a análise qualitativa foi convertida em tensão de Von Mises e deformação linear elástica.

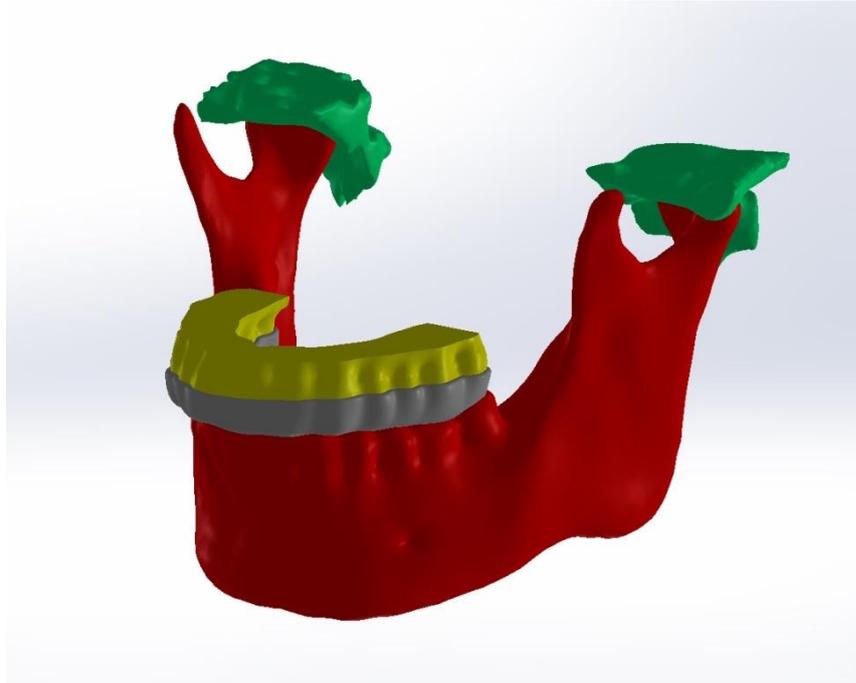
**Tabela 1** Propriedades mecânicas dos materiais utilizados na simulação

	<b>Módulo de elasticidade (MPa)</b>	<b>Coefficiente de Poisson (<math>\nu</math>)</b>	<b>Referências</b>
Acetato de vinila (Ethylene-Vinyl Acetate - EVA)	18	0.3	(9,19)
Osso cortical	13 700	0.33	(17–19)
Osso trabecular	1400	0.31	(17–19)
Disco articular	6	0,4	(9)
Dente	20.7	0.3	(9)
Bola de borracha	9 900	0.323	(19)

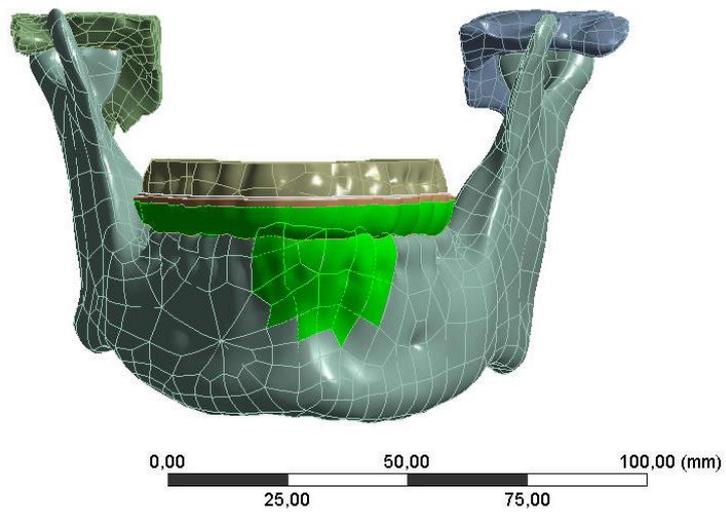
**Tabela 2** premissas de análise

<b>PREMISSAS DE ANÁLISE</b>		
Velocidade de impacto	2.5 m/s	5 m/s
Força de impacto	250N	500N
Partes fixas	Ossos temporais e maxila	
Partes móveis	Mandíbula, protetor bucal e discos articulares.	

Tribst JPM et al. 2020.



**Figura 1** Modelo tridimensional do sistema temporomandibular composto de sete modelos



**Figura 2** Região verde correspondente ao impacto frontal gerado no modelo tridimensional no software Ansys Workbench

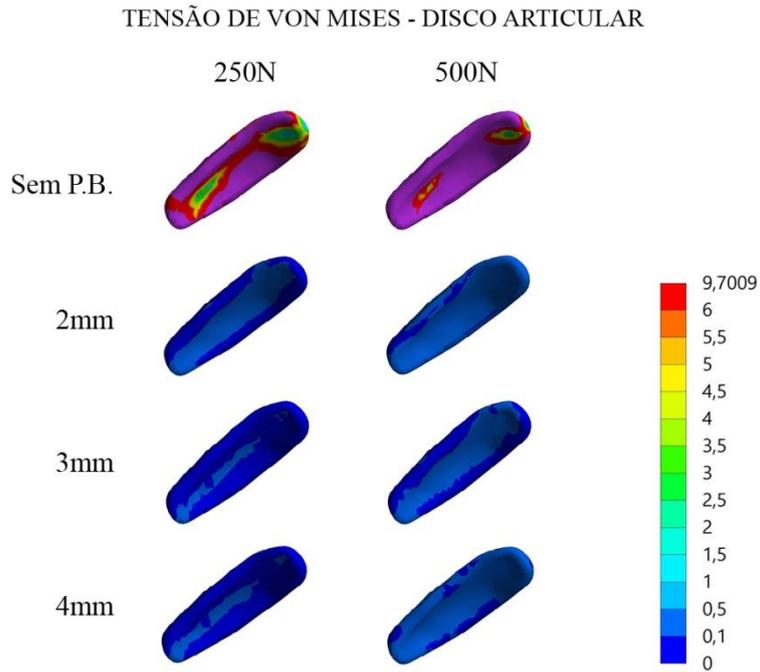
## RESULTADOS

A deformação linear elástica e a distribuição de tensão de Von Mises no modelo sem protetor bucal e com as diferentes espessuras (2, 3 e 4 mm) durante o impacto são mostradas nas figuras 3, 4, 5, 6, 7 e 8. Os valores de tensão e deformação seguem uma escala de cores linear em que os tons de azul correspondem a tensões mais baixas, seguido de tons de verde, amarelo e vermelho, correspondentes a tensões mais altas.

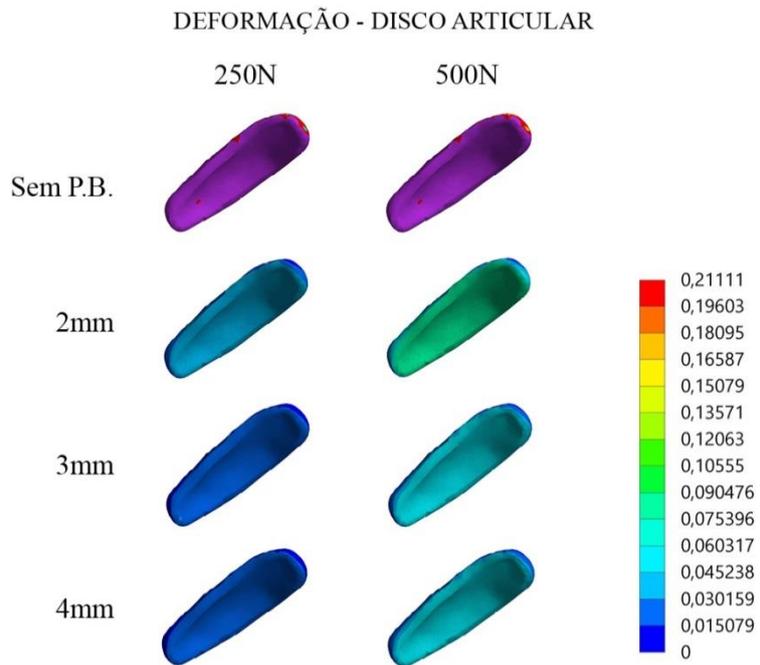
As figuras 3 e 4 indicam, respectivamente, a tensão de Von Mises e a deformação linear elástica no disco articular do lado esquerdo. A primeira linha mostra o resultado do impacto no disco articular sem o uso de protetor bucal (P.B.), na qual foram obtidos os maiores valores de tensão e deformação, resultando os tons de verde, roxo e vermelho. A segunda linha indica a espessura de 2 mm, seguido de 3 e 4 mm, onde o disco articular estabilizou em tons de azul, representando tensões mais baixas. Já a deformação, considerando a espessura de 2 mm foi mais alta do que nos demais modelos com protetor bucal, mostrando a cor verde no impacto de 500 N. Não houve diferença significativa entre as espessuras de 3 e 4 mm.

As figuras 5 e 6 representam a tensão e deformação na mandíbula, respectivamente. Sem o protetor bucal foi possível observar os maiores valores de tensão e deformação. A deformação foi uniforme em toda a mandíbula, com a cor roxa e a tensão varia nos tons que representam os maiores valores. O uso dos protetores bucais foi capaz de estabilizar a tensão nas cores azuis, não obtendo uma grande diferença entre eles. Já a deformação entre os modelos com os dispositivos foi mais alta no protetor com espessura de 2 mm.

Nas imagens com a mandíbula e maxila (figuras 7 e 8), observa-se a capacidade de dissipação de energia dos protetores bucais, representado em tensão (figura 7) e deformação (figura 8). No modelo sem protetor bucal a mandíbula foi a mais afetada, resultando nos maiores valores. O modelo com 2 mm obteve maior deformação, mas não as maiores tensões. O modelo de 3 mm aparece com tensões altas no dispositivo e deformação apenas no impacto de 500 N, já o modelo com 4 mm mostra as maiores tensões no protetor bucal e a menor deformação encontrada.

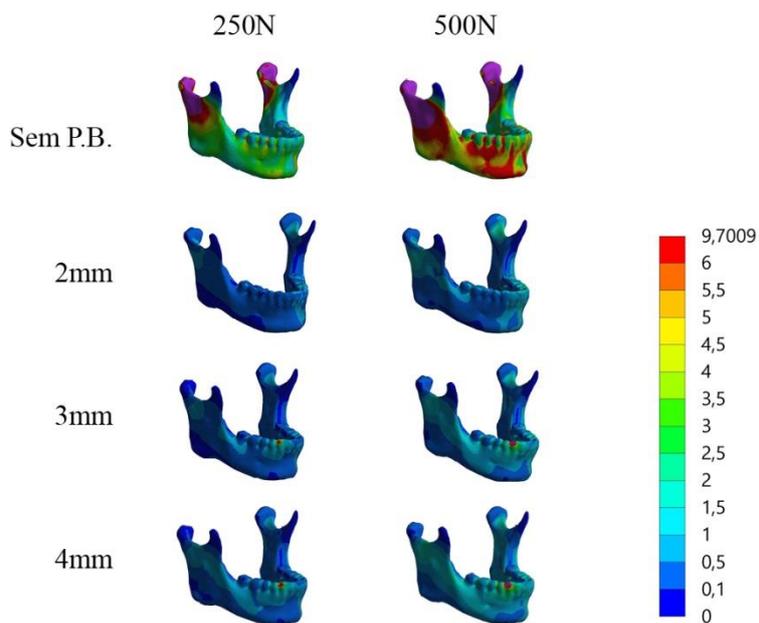


**Figura 3** Resultados da tensão de Von Misses no disco articular do lado esquerdo



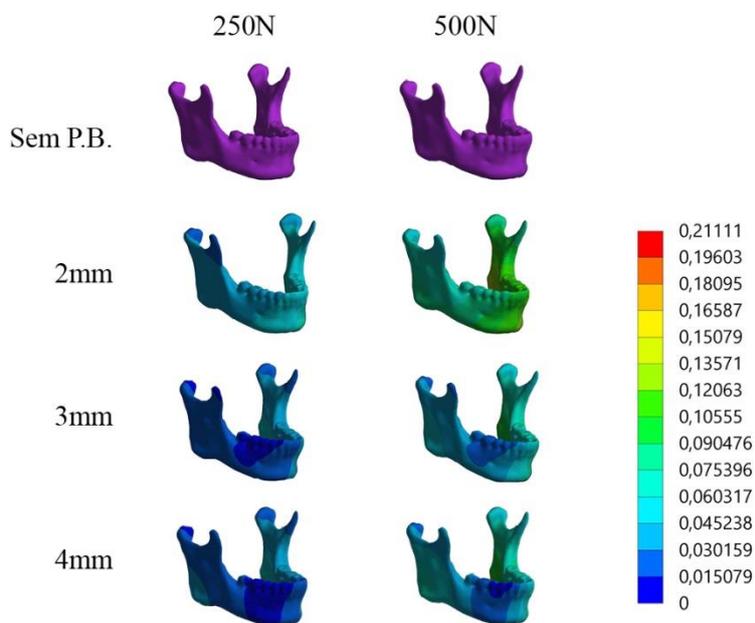
**Figura 4** Resultados da deformação linear elástica no disco articular do lado esquerdo

TENSÃO DE VON MISES - MANDÍBULA



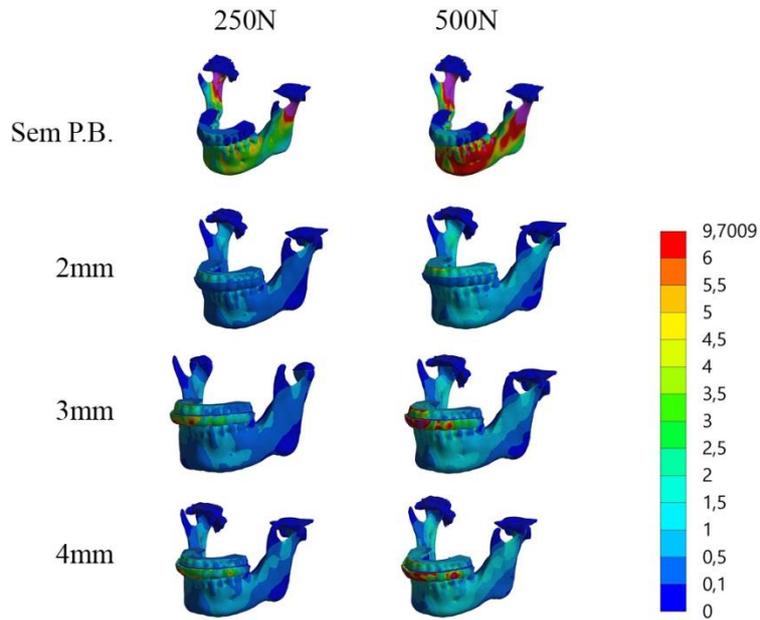
**Figura 5** Resultados da tensão de Von Misses na mandíbula

DEFORMAÇÃO - MANDÍBULA



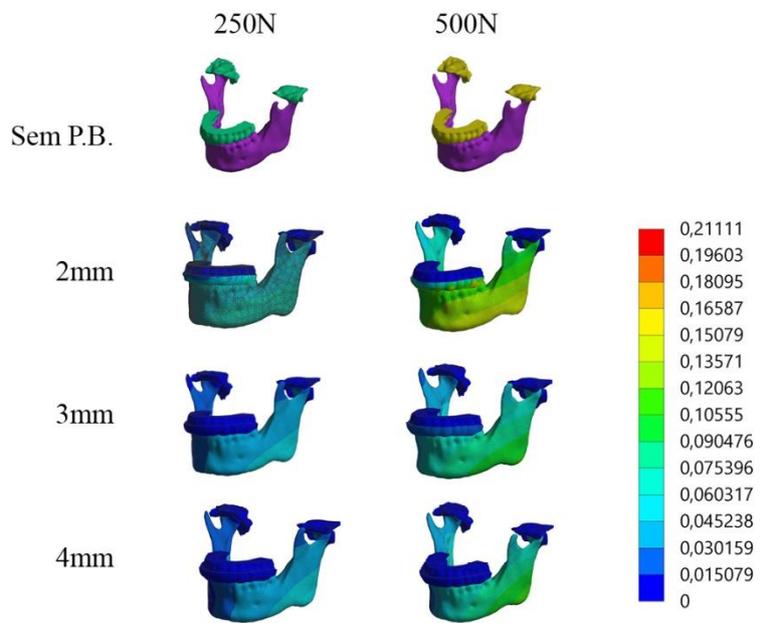
**Figura 6** Resultados da deformação linear elástica na mandíbula

TENSÃO DE VON MISES - MANDÍBULA E MAXILA



**Figura 7** Resultados da tensão de Von Misses na mandíbula e na maxila

DEFORMAÇÃO - MANDÍBULA E MAXILA



**Figura 8** Resultados da deformação linear elástica na mandíbula e maxila

## DISCUSSÃO

Os protetores bucais são dispositivos de proteção para evitar injúrias nos dentes e estruturas adjacentes. Sua espessura contribui para o desempenho mecânico e capacidade de absorção de choque. Em um impacto gerado em atividades esportivas a ATM pode ser lesionada causando danos permanentes, que podem ser evitados ao utilizar o dispositivo (6,19,20). A partir de uma análise de elementos finitos foi possível avaliar a influência da espessura do protetor bucal como redutor do impacto secundário na articulação temporomandibular.

O presente estudo obteve resultados de tensão e deformação altos na região de colo de côndilo, sugerindo que a área é mais suscetível a fraturas, coincidindo com a literatura que cita a alta incidência das fraturas condilares (13,21).

Entre as injúrias causadas no côndilo, as fraturas unilaterais, aparecem em grande escala, representando grande parte das fraturas mandibulares (13). No estudo, detectou-se uma diferença entre o lado direito e esquerdo, onde o esquerdo foi mais afetado, apresentando tensões e deformações com valores mais altos. Essa diferença pode ser explicada pela assimetria encontrada no modelo, que foi criado respeitando as características clínicas, assim como, possivelmente ocorreria em indivíduos que receberam um golpe, confirmando que as fraturas unilaterais são mais frequentes que bilaterais (13).

Apesar de a carga ter sido aplicada na região frontal da mandíbula e maxila, atingindo tanto os dentes inferiores e superiores, a tensão e deformação atingem o côndilo mandibular e o disco articular, este fenômeno é conhecido como impacto secundário e os resultados obtidos na pesquisa confirmam os achados da literatura, que mostram um aumento da concentração de tensões no disco articular e no côndilo mandibular após um impacto. (15,20,22,23). A maioria desses impactos não geram fraturas, mas podem causar disfunções na ATM, pois ocorre dano nos tecidos retrodiscais, resultando em dor e desconforto ao paciente ou até consequências mais graves como má oclusão, assimetria facial, distúrbio de crescimento, anquilose e problemas funcionais (15,21). Portanto é uma região delicada que deve ser preservada do trauma e o protetor bucal mostrou resultados satisfatórios na diminuição dessas tensões.

O modelo sem protetor bucal obteve os maiores valores de estresse e deformação no disco articular e no côndilo mandibular durante o impacto, corroborando com o estudo de Tribst JPM et al. 2020, que avaliou o uso de um dispositivo para prevenção de injúrias na ATM. (9). Já os modelos com protetores bucais mostraram uma redução significativa na tensão e deformação, mostrando eficácia na prevenção de traumas no complexo crânio-maxilomandibular, assim como demonstraram os estudos encontrados na literatura (9,17,24,25).

Acrescentando o protetor bucal nos modelos, foi possível observar que a tensão no disco articular e no côndilo mandibular sofreu uma diminuição considerável, estabilizando nos tons de azul. Já a tensão no protetor bucal aumentou, conforme foi aumentando a espessura do dispositivo, sugerindo que a dissipação de energia foi eficiente, o que pode ser explicado pelas propriedades do material (EVA), que absorve a maior parte do impacto, aumentando o tempo de absorção e a área de contato entre o objeto de impacto e o dente, redistribuindo as forças de impacto, deformando-se.

A espessura do protetor bucal é um dos fatores mais importantes para o dispositivo cumprir seu desempenho mecânico. Entre as espessuras consideradas, a de 3 e 4 mm obtiveram os menores valores de tensão e deformação no disco articular e no côndilo mandibular, não obtendo diferenças significativas entre as duas espessuras, assim como no estudo de Gialain IO et al. 2016 (19), na qual o autor cita que a partir de 3 mm já não é possível perceber grandes diferenças na capacidade de absorção de energia, porém, é importante salientar que a análise do estudo de Gialain IO et al. 2016, foi realizada simulando um impacto em dois incisivos centrais superiores não inseridos em osso alveolar e sem a presença dos demais dentes ou estruturas.

O P.B. de 4 mm foi mais eficaz na absorção de energia, já a espessura de 2 mm reduziu a tensão em comparação ao modelo sem protetor bucal, mas mostrou-se menos eficiente em comparação aos outros modelos com dispositivo, assim como no estudo de Westerman B et al. 2002 (8), que cita que essa espessura (2 mm) fornece proteção quase quatro vezes menor que o protetor de 4 mm em termos de absorção de energia.

De acordo com os resultados encontrados, presume-se que os protetores com espessura de 3 e 4 mm sejam os ideais para cumprir a função de prevenção de lesões e dissipação de tensões, protegendo a articulação temporomandibular de impactos secundários. Estes resultados dos testes do presente estudo coincidem estudos de

Westerman B, 2002; Verissimo C et al. 2016; Gialain IO et al. 2016; Ozawa T et al. 2014, que indicam o uso de protetores bucais de 3 ou 4 mm de espessura.

Mesmo o protetor bucal se apresentando como um excelente dispositivo de proteção, muitos atletas evitam usá-los pela crença de que os mesmos podem reduzir a capacidade respiratória, impactando negativamente no seu desempenho, além de causarem desconforto e comprometimento da fala, o que reforça a importância do cirurgião-dentista ter conhecimento sobre o assunto para orientar seus pacientes a utilizar protetores bucais personalizados e ideais para cada oclusão, além de promover uma conscientização sobre os riscos de traumas no esporte e os benefícios gerados pelo dispositivo (5).

Após discussão prévia das diferentes espessuras de protetores bucais como redutores de impacto secundário na região de articulação temporomandibular, os resultados sugerem que os protetores bucais foram eficazes na redução dos impactos, além de serem efetivos na diminuição de tensão nos elementos dentários, prevenindo possíveis injúrias, confirmando a hipótese da pesquisa.

## **CONCLUSÃO**

Após discussão prévia do estudo, foi possível concluir, por meio de análise de elemento finito, que o uso de um protetor bucal de qualquer espessura foi eficaz na redução de impacto secundário em região de ATM durante um impacto frontal com uma esfera de borracha. Entretanto, o protetor bucal com 2 mm obteve resultados inferiores às espessuras de 3 e 4 mm em relação a prevenção de injúrias na ATM. Considerando os resultados da análise, pode-se concluir que os protetores bucais de 3 e 4 mm são ideais para diminuir as tensões no disco articular e no côndilo mandibular, sendo importante o cirurgião-dentista trabalhar com prevenção e informação sobre os riscos e benefícios causados pelo uso do protetor bucal esportivo personalizado. Vale ressaltar que é um estudo in vitro, havendo limitações quando comparado à realidade.

## **REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS**

1. Kenyon BJ, Loos LG. Comparing comfort and wearability between Type III single-layered and double-layered EVA mouthguards. *Gen Dent.* 2005;53(4):261–4.

2. Verissimo C, Santos-Filho PCF, Tantbirojn D, Versluis A, Soares CJ. Modifying the biomechanical response of mouthguards with hard inserts: A finite element study. *Am J Dent.* 2015;28(2):116–20.
3. Bochnig MS, Oh MJ, Nagel T, Ziegler F, Jost-Brinkmann PG. Comparison of the shock absorption capacities of different mouthguards. *Dent Traumatol.* 2017;33(3):205–13.
4. Delaney JS, Montgomery DL. Effect of noncustom bimolar mouthguards on peak ventilation in ice hockey players. *Clin J Sport Med.* 2005;15(3):154–7.
5. Gebauer DP, Williamson RA, Wallman KE, Dawson BT. The effect of mouthguard design on respiratory function in athletes. *Clin J Sport Med.* 2011;21(2):95–100.
6. Verissimo C, Costa PVM, Santos-Filho PCF, Tantbirojn D, Versluis A, Soares CJ. Custom-Fitted EVA Mouthguards: What is the ideal thickness? A dynamic finite element impact study. *Dent Traumatol.* 2016;32(2):95–102.
7. Tribst JPM, de Oliveira Dal Piva AM, Borges ALS, Bottino MA. Influence of custom-made and stock mouthguard thickness on biomechanical response to a simulated impact. *Dent Traumatol.* 2018;34(6):429–37.
8. Westerman B, Stringfellow PM, Eccleston JA. EVA mouthguards: How thick should they be? *Dent Traumatol.* 2002;18(1):24–7.
9. Tribst JPM, Dal Piva AM de O, Bottino MA, Kleverlaan CJ, Koolstra JH. Mouthguard use and TMJ injury prevention with different occlusions: A three-dimensional finite element analysis. *Dent Traumatol.* 2020;(January):1–8.
10. 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.
11. Bemelmans P, Pfeiffer P. Shock absorption capacities of mouthguards in different types and thicknesses. *Int J Sports Med.* 2001;22(2):149–53.
12. Davis GT, Knott SC. Dental trauma in Australia. *Aust Dent J.* 1984;29(4):217–21.
13. Zachariades N, Mezitis M, Mourouzis C, Papadakis D, Spanou A. Fractures of

- the mandibular condyle: A review of 466 cases. Literature review, reflections on treatment and proposals. *J Cranio-Maxillofacial Surg.* 2006;34(7):421–32.
14. Nogami S, Takahashi T, Yamauchi K, Miyamoto I, Kaneuji T, Yamamoto N, et al. Clinical comparison between the retromandibular approach for reduction and fixation and endoscope-assisted open reduction and internal fixation for mandibular condyle fractures. *J Craniofac Surg.* 2012;23(6):1815–8.
  15. Knowlton R, Kracher CM, Smith WS. Sports-Related Dental Injuries and Sports Dentistry.
  16. Choi AH, Conway RC, Ben-Nissan B. Finite-element modeling and analysis in nanomedicine and dentistry. *Nanomedicine.* 2014;9(11):1681–95.
  17. Veríssimo C, Bicalho AA, Soares PBF, Tantbirojn D, Versluis A, Soares CJ. The effect of antagonist tooth contact on the biomechanical response of custom-fitted mouthguards. *Dent Traumatol.* 2017;33(1):57–63.
  18. Damage-i BF, Carter DR, Hayes WC. Compact Residual Strength and Stiffness \* 7. 1977;10:325–37.
  19. Gialain IO, Coto NP, Driemeier L, Noritomi PY, Dias RB e. A three-dimensional finite element analysis of the sports mouthguard. *Dent Traumatol.* 2016;32(5):409–15.
  20. Ozawa T, Takeda T, Ishigami K, Narimatsu K, Hasegawa K, Nakajima K, et al. Shock absorption ability of mouthguard against forceful, traumatic mandibular closure. *Dent Traumatol.* 2014;30(3):204–10.
  21. Giannakopoulos HE, Quinn PD, Granquist E, Chou JC. Posttraumatic Temporomandibular Joint Disorders. *Craniomaxillofac Trauma Reconstr.* 2009;2(2):91–101.
  22. Chapman PJ. Mouthguards and the role of Sporting Team Dentists. *Aust Dent J.* 1989;34(1):36–43.
  23. Muhtarogullari M, Demiralp B, Ertan A. Non-surgical treatment of sports-related temporomandibular joint disorders in basketball players. *Dent Traumatol.* 2004;20(6):338–43.
  24. Tanaka Y, Tsugawa T, Maeda Y. Effect of mouthguards on impact to the

- craniomandibular complex. *Dent Traumatol.* 2017;33(1):51–6.
25. Narimatsu K. Effect of clenching with a mouthguard on head acceleration during heading of a soccer ball [Internet]. *Dental Science Bulletin* Vol.117 no.06 (2017); 2017. Available from: <http://hdl.handle.net/10130/4415>

#### **4. CONSIDERAÇÕES FINAIS**

Neste estudo foi possível concluir, por meio de uma análise de elemento finito que calculou tensão de Von Mises e deformação linear elástica, que o uso de protetores bucais esportivos personalizados, foi eficaz na redução de impacto secundário na região de articulação temporomandibular durante um impacto frontal com uma bola de borracha.

O dispositivo com 2 mm reduziu os valores de tensões e deformações, porém foi inferior aos resultados obtidos nas maiores espessuras. Não foi percebido grandes diferenças entre as espessuras de 3 e 4 mm, que mostraram resultados muito semelhantes em relação a diminuição de tensões e deformação, sendo eficazes na prevenção de injúrias na ATM.

Com os resultados obtidos na análise de elementos finitos, concluímos que as espessuras mais adequadas foram as de 3 e 4 mm e que o cirurgião dentista tem o papel fundamental de informar os usuários e seus treinadores sobre os riscos de traumas e os benefícios que um protetor bucal pode gerar.

#### **5. REFERÊNCIAS**

1. 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.
2. Bemelmans P, Pfeiffer P. Shock absorption capacities of mouthguards in different types and thicknesses. *Int J Sports Med.* 2001;22(2):149–53.
3. Kenyon BJ, Loos LG. Comparing comfort and wearability between Type III single-layered and double-layered EVA mouthguards. *Gen Dent.* 2005;53(4):261–4.
4. Davis GT, Knott SC. Dental trauma in Australia. *Aust Dent J.* 1984;29(4):217–21.
5. Knowlton R, Kracher CM, Smith WS. *Sports-Related Dental Injuries and Sports Dentistry.*
6. Verissimo C, Santos-Filho PCF, Tantbirojn D, Versluis A, Soares CJ. Modifying the biomechanical response of mouthguards with hard inserts: A finite element study. *Am J Dent.* 2015;28(2):116–20.

7. Bochnig MS, Oh MJ, Nagel T, Ziegler F, Jost-Brinkmann PG. Comparison of the shock absorption capacities of different mouthguards. *Dent Traumatol.* 2017;33(3):205–13.
8. Delaney JS, Montgomery DL. Effect of noncustom bimolar mouthguards on peak ventilation in ice hockey players. *Clin J Sport Med.* 2005;15(3):154–7.
9. Westerman B, Stringfellow PM, Eccleston JA. EVA mouthguards: How thick should they be? *Dent Traumatol.* 2002;18(1):24–7.
10. Zachariades N, Mezitis M, Mourouzis C, Papadakis D, Spanou A. Fractures of the mandibular condyle: A review of 466 cases. Literature review, reflections on treatment and proposals. *J Cranio-Maxillofacial Surg.* 2006;34(7):421–32.
11. Nogami S, Takahashi T, Yamauchi K, Miyamoto I, Kaneuji T, Yamamoto N, et al. Clinical comparison between the retromandibular approach for reduction and fixation and endoscope-assisted open reduction and internal fixation for mandibular condyle fractures. *J Craniofac Surg.* 2012;23(6):1815–8.
12. Tribst JPM, Dal Piva AM de O, Bottino MA, Kleverlaan CJ, Koolstra JH. Mouthguard use and TMJ injury prevention with different occlusions: A three-dimensional finite element analysis. *Dent Traumatol.* 2020;(January):1–8.
13. Verissimo C, Costa PVM, Santos-Filho PCF, Tantbirojn D, Versluis A, Soares CJ. Custom-Fitted EVA Mouthguards: What is the ideal thickness? A dynamic finite element impact study. *Dent Traumatol.* 2016;32(2):95–102.
14. Choi AH, Conway RC, Ben-Nissan B. Finite-element modeling and analysis in nanomedicine and dentistry. *Nanomedicine.* 2014;9(11):1681–95.