

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DE MINAS GERAIS  
Programa de Pós-graduação em Odontologia

Karolina Kristian de Aguiar Seraidarian

**TENSÕES E DEFORMAÇÕES NA MANDÍBULA E MAXILA OCASIONADAS PELO  
BRUXISMO TÔNICO EM DIFERENTES PADRÕES DE OCLUSÃO DENTÁRIA:  
Análise de Elementos Finitos**

Belo Horizonte

2026

Karolina Kristian de Aguiar Seraidarian

**TENSÕES E DEFORMAÇÕES NA MANDÍBULA E MAXILA OCACIONADAS PELO  
BRUXISMO TÔNICO EM DIFERENTES PADRÕES DE OCLUSÃO DENTÁRIA:  
Análise de Elementos Finitos**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Odontologia da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Odontologia, Área de Concentração: Clínicas Odontológicas.

Linha de Pesquisa: Sistema estomatognático: desenvolvimento, estrutura, funções e alterações.

Orientador: Prof. Dr. Rodrigo Villamarim Soares

Belo Horizonte

2026

FICHA CATALOGRÁFICA

Elaborada pela Biblioteca da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais

S482t	<p>Seraidarian, Karolina Kristian de Aguilar</p> <p>Tensões e deformações na mandíbula e maxila ocasionadas pelo bruxismo tônico em diferentes padrões de oclusão dentária: análise de elementos finitos / Karolina Kristian de Aguilar Seraidarian. Belo Horizonte, 2026.</p> <p>65 f. : il.</p>
	<p>Orientador: Rodrigo Villamarim Soares</p> <p>Dissertação (Mestrado) - Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais. Programa de Pós-Graduação em Odontologia</p>
	<p>1. Bruxismo. 2. Oclusão dentária. 3. Análise de Elementos Finitos. 4. Ossos faciais. 5. Mandíbula. 6. Maxila. I. Soares, Rodrigo Villamarim. II. Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais. Programa de Pós-Graduação em Odontologia. III. Título.</p>
	<p>SIB PUC MINAS</p>
	<p>CDU: 616.314-089.23</p>

Karolina Kristian de Aguilar Seraidarian

**TENSÕES E DEFORMAÇÕES NA MANDÍBULA E MAXILA OCASIONADAS PELO  
BRUXISMO TÔNICO EM DIFERENTES PADRÕES DE OCLUSÃO DENTÁRIA:  
Análise de Elementos Finitos**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Odontologia da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Odontologia. Área de Concentração: Clínicas Odontológicas.

**COMPOSIÇÃO DA BANCA EXAMINADORA:**

- 1- Profa. Dra. Maria Letícia de Barros Massahud – FSLM
- 2- Prof. Dr. Vinícius de Magalhães Barros – PUC Minas
- 3- Prof. Dr. Rodrigo Villamarim Soares – PUC Minas

**DATA DA APRESENTAÇÃO E DEFESA: 10 de fevereiro de 2026**

**A dissertação, nesta identificada, foi aprovada pela Banca Examinadora**

Prof. Dr. Rodrigo Villamarim Soares  
**Coordenador do Programa de Pós-graduação em Odontologia**

*Ao meu querido esposo,  
exemplo de dedicação ao ensino e o maior pesquisador que conheço.*

## **AGRADECIMENTOS**

À Deus, por me conceder força e determinação, que jamais imaginei ter.

À minha mãe, Flor, meu suporte espiritual e maior exemplo de ânimo e resiliência diante das dificuldades.

Aos meus irmãos Karine, Korina, Polly e Paulo Henrique pela compreensão, incentivo e amor incondicionais, tornando meus dias mais felizes.

À minha sobrinha Bárbara, essencial em minha vida, por todo companheirismo e amizade.

Aos meus enteados Paula, Marina e Henrique; ao meu genro Mauricio e nora Carol; minha cunhada Ana Maria e família por toda compreensão e estímulo.

À Lorena de Souza, minha amiga de todas as horas, pela parceria e grande ajuda durante este processo.

Às secretárias do Programa de Pós-graduação Joyce Martins Ferreira Emigdio pelo acolhimento carinhoso e, de modo especial, à Sylvania Martins Ferreira pela cooperação e amizade.

Aos grandes parceiros Bruno Franco de Oliveira e Juliano Santos da Côrte pelo auxílio e disponibilidade incondicionais.

Ao Prof. Janes Landre que conduziu de forma brilhante toda a equipe de engenharia envolvida neste trabalho, obrigada pela dedicação e paciência.

A todo o corpo docente do Programa de Pós-Graduação em Odontologia da PUC Minas, minha 2ª casa, por compartilhar tanto conhecimento com dedicação e amor ao ensino e à pesquisa.

Ao meu marido Paulo Isaias Seraidarian, companheiro, Professor, cúmplice, Mestre, meu porto seguro, agradeço pelos ensinamentos dentro e fora da Odontologia. Obrigada por me encorajar e apoiar, por compartilhar esse desafio comigo, por acreditar em mim e tornar tudo isto possível.

Ao Professor Dr. Rodrigo Villamarim Soares, meu orientador, pelo apoio, confiança e por acreditar em meu trabalho. Principalmente, pelo privilégio de sua amizade, toda a minha admiração e respeito eternos.

O presente trabalho foi realizado com apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - Brasil (CAPES) - Código de Financiamento 001.

## RESUMO

O bruxismo, uma condição definida pelo aumento da atividade da musculatura mastigatória, possui grande prevalência na população mundial. Investigar o possível impacto causado por esta condição na mandíbula e na maxila é relevante para os profissionais de saúde. Neste contexto, a elasticidade óssea é uma propriedade intrínseca essencial para a resistência e flexibilidade dessa estrutura, permitindo que o osso absorva e dissipe energia mecânica, sem sofrer danos estruturais permanentes. Sendo assim, o objetivo deste estudo foi observar as tensões e deformações geradas na mandíbula e na maxila e avaliar, por meio da técnica de Análise de Elementos Finitos, os possíveis efeitos das cargas geradas pelo bruxismo tônico nestas estruturas ósseas. Utilizou-se um modelo tridimensional com padrão de oclusão dentária equilibrada e, a partir daí, por meio de imagens que registram as tensões e deformações, comparou-se a outros modelos com diferentes alterações nos contatos oclusais, simulando cenários de desequilíbrio. O modelo foi desenvolvido a partir de tomografia computadorizada de mandíbula e maxila, adicionando tecidos duros e moles (osso cortical e medular, disco articular, esmalte, dentina, polpa e ligamento periodontal), respeitando os respectivos módulos de elasticidade e coeficientes de Poisson. As forças aplicadas foram representadas por vetores, simulando a atividade do bruxismo tônico. Os resultados demonstraram que as cargas decorrentes do bruxismo tônico geram tensões e deformações significativas nas estruturas ósseas, mesmo em condição de equilíbrio oclusal. Diante de simulações de diferentes padrões de desequilíbrio oclusal, foi possível observar o aumento das tensões e deformações na mandíbula, na maxila e em outras estruturas ósseas que compõem o aparelho estomatognático. Em todas as simulações, identificaram-se tensões nas paredes mediais e laterais da cavidade orbitária, projeção da porção anterior da maxila, assim como, aumento da largura do arco mandibular, com destaque para a condição com interferência oclusal. Portanto, o bruxismo tônico, tanto em condições oclusais favoráveis quanto desfavoráveis, promove importantes deformações nas estruturas ósseas do aparelho estomatognático que, a médio e longo prazo, podem afetar a homeostase das mesmas, tanto de modo funcional quanto estrutural.

Palavras-chave: Bruxismo. Oclusão dentária. Análise de Elementos Finitos. Ossos faciais.

## ABSTRACT

Bruxism, a condition characterized by increased activity of the masticatory muscles, has a high prevalence in the global population. Examining the potential impact of this condition on the mandible and maxilla is relevant for healthcare professionals. In this context, bone elasticity is a fundamental intrinsic characteristic for the resistance and flexibility of this structure, allowing the bone to absorb and dissipate mechanical energy without causing permanent structural damage. Thus, the objective of this study was to analyze the stresses and deformations in the mandible and maxilla, evaluating, through the Finite Element Analysis technique, the potential effects of the loads resulting from tonic bruxism on these structures. A three-dimensional model with a balanced dental occlusion pattern was used; from this, through images that record stresses and deformations, it was compared to other models with various alterations in occlusal contacts, simulating imbalance scenarios. The model was created based on computed tomography scans of the mandible and maxilla, incorporating hard and soft tissues (cortical and medullary bone, articular disc, enamel, dentin, pulp, and periodontal ligament), respecting the corresponding moduli of elasticity and Poisson's ratios. The forces applied through vectors simulated the activity of tonic bruxism. The results showed that the forces resulting from tonic bruxism caused substantial stresses and deformations in the bone structures, even in a state of occlusal equilibrium. In the face of simulations of various patterns of occlusal imbalance, it was possible to observe an increase in stresses and deformations in the mandible, maxilla, and other bone structures of the stomatognathic system. All simulations showed stresses in the medial and lateral walls of the orbital cavity, projection of the anterior portion of the maxilla, in addition to an increase in the width of the mandibular arch, with emphasis on the condition with occlusal interference. Thus, tonic bruxism, under both favorable and unfavorable occlusal conditions, induces significant deformations in the bone structures of the stomatognathic system, which, in the medium and long term, can compromise their homeostasis, both functionally and structural.

Keywords: Bruxism. Dental occlusion. Finite Element Analysis. Facial bones.

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

2D	Bidimensional
3D	Tridimensional
AEF	Análise de Elementos Finitos
CFR-PEEK	Polieteretercetona reforçado com fibras de carbono
CTETRA4	Elemento sólido de quatro nós utilizado em Análise de Elementos Finitos
CTRIA3	Elemento triangular de três nós utilizado em Análise de Elementos Finitos
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
GB	Gigabyte
GHz	Gigahertz
Gpa	Gigapascal
N	Newton
PEEK	Polieteretercetona
RBE2	Restriction Boundary Elements
STL	Standard Tessellation Language ou Estereolitografia

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO .....</b>	<b>17</b>
<b>2</b>	<b>OBJETIVOS .....</b>	<b>21</b>
<b>2.1</b>	<b>Objetivo geral .....</b>	<b>21</b>
<b>2.2</b>	<b>Objetivos específicos .....</b>	<b>21</b>
<b>3</b>	<b>ARTIGO CIENTÍFICO.....</b>	<b>23</b>
<b>4</b>	<b>CONSIDERAÇÕES FINAIS .....</b>	<b>61</b>
	<b>REFERÊNCIAS .....</b>	<b>63</b>

## 1 INTRODUÇÃO

Elasticidade é uma propriedade intrínseca do osso. Refere-se à capacidade de sofrer deformações reversíveis quando submetido a determinadas forças, retornando à sua forma original após a remoção do estímulo (Finney *et al.*, 2004; Hamed *et al.*, 2012; Oftadeh *et al.*, 2015).

Alguns estudos descrevem a deformação elástica como fenômeno fisiológico, que se manifesta em flexão, torção e compressão do tecido ósseo submetido a uma força dentro do seu limite elástico (Dias, 2013; Finney *et al.*, 2004; Londono *et al.*, 2023; Reilly; Burstein; Frankel, 1974). No regime elástico, ocorre alongamento e reorientação das fibrilas de colágeno e distorção da matriz mineral, sem ruptura das ligações químicas ou danos permanentes à estrutura (Yang *et al.*, 2018). O módulo de elasticidade ou módulo de Young é o parâmetro que quantifica essa resposta (Granke *et al.*, 2013; Hamed *et al.*, 2012; Vercher-Martínez *et al.*, 2018).

A deformação elástica na mandíbula é resultante da ação da musculatura mastigatória na realização da função mandibular (Al-Sukhun; Kelleway, 2007), sendo que a direção e intensidade das forças aplicadas influenciam o padrão dessa deformação (Ebadian *et al.*, 2020), ou seja, à medida que os músculos se contraem com maior força, a mandíbula pode ser induzida a uma maior deformação (Toro-Ibacache; O'Higgins, 2016; Weickenmeier *et al.*, 2017)

Entretanto, pouco se sabe sobre o impacto sofrido pelas estruturas ósseas da face, principalmente mandíbula e maxila, frente ao bruxismo (Wiechens *et al.*, 2024), que é uma condição caracterizada pelo aumento da atividade da musculatura mastigatória, tanto em frequência quanto em intensidade, (Verhoeff *et al.*, 2025), secundário à ativação do sistema nervoso autônomo, independente e ocorrendo de forma involuntária (Nukazawa; Yoshimi; Sato, 2018).

O bruxismo apresenta prevalência estimada entre 8% e 31,4% na população da América do Sul e de 22,22% na população global (Zieliński; Pająk; Wójcicki, 2024), sendo uma das condições mais prevalentes do mundo. Neste contexto, estima-se que 85% a 90% da população mundial, em algum momento da vida, apresentará algum grau de bruxismo (Bader; Lavigne, 2000).

A força de apertamento durante o bruxismo é três vezes superior à da atividade funcional do aparelho mastigatório (Okeson, 2019). Forças oclusais excessivas, decorrentes de episódios repetitivos de bruxismo, podem provocar desgaste dental,

fraturas por fadiga, sensibilidade, trauma oclusal e alterações no ligamento periodontal e no osso alveolar (Popescu *et al.*, 2025).

Encontra-se na literatura um grande número de estudos investigando o bruxismo, seus fatores desencadeantes e suas implicações (De Baat *et al.*, 2021; Kato *et al.*, 2023; Kuang *et al.*, 2023; Lobbezoo *et al.*, 2018; Manfredini *et al.*, 2020; Manfredini; Ahlberg; Lobbezoo, 2022; Smardz *et al.*, 2022; Wieczorek *et al.*, 2020). Entretanto, estudos direcionados às tensões e deformações derivadas deste evento, bem como, sobre seu impacto na mandíbula e maxila, são escassos. Isso pode ser justificado pela dificuldade de avaliar a transmissão de cargas às estruturas envolvidas (Manfredini *et al.*, 2024).

Para exame biomecânico de situações clínicas, a Análise de Elementos Finitos tornou-se um método bem estabelecido na literatura, que divide um corpo em partes menores, chamadas elementos finitos, para determinar o comportamento de estruturas em situações reais (Capatti *et al.*, 2020). Neste contexto, a Análise de Elementos Finitos é uma opção de modelagem computacional de grande credibilidade no estudo da dinâmica mandibular, pois cargas oclusais funcionais ou parafuncionais podem ser aplicadas, permitindo simular as tensões e deformações que podem ocorrer em diferentes condições (Manfredini; Ahlberg; Lobbezoo, 2022). Este método utiliza modelos anatômicos em simulações biomecânicas, testando hipóteses que dificilmente poderiam ser experimentadas *in vivo* (Commisso; Martínez-Reina; Mayo, 2014; Sagl *et al.*, 2022a, 2022b).

Korioth, Romilly e Hannam (1992) foram pioneiros ao estudar a deformação da mandíbula humana durante o apertamento dentário. Utilizando um modelo tridimensional de elementos finitos, relataram que a mandíbula sofre torções e flexões significativas durante o carregamento por forças musculares, interferindo diretamente na distribuição de tensão nos dentes e nos tecidos de suporte (Korioth; Hannam, 1994; Korioth; Romilly; Hannam, 1992), fato importante a ser considerado no planejamento de tratamentos odontológicos.

Na Análise de Elementos Finitos, a força de tensão é o termo que se refere a determinada quantidade de força por unidade de área. Resistência, por sua vez, é a capacidade de um material de suportar tensões. A força aplicada pode produzir tensão de tração, de compressão ou de cisalhamento, a depender da direção em que é aplicada, ou ainda ser expressa como tensão por flexão. O termo “deformação” descreve a modificação física do objeto submetido a determinada tensão. Sempre que

a tensão estiver presente, a deformação será induzida. Nos materiais homogêneos, ou isotrópicos, existe relação direta entre tensão e deformação, ou distensão, conhecida como Lei de Hooke. (Annusavice, 2021).

O presente estudo analisou as tensões transmitidas e as deformações provocadas pelo bruxismo tônico, nas estruturas ósseas da face, particularmente na mandíbula e na maxila, em diferentes cenários de estabilidade e instabilidade oclusal.

## **2 OBJETIVOS**

### **2.1 Objetivo geral**

Avaliar as tensões e deformações geradas na mandíbula e na maxila, em resposta às cargas geradas pelo bruxismo tônico.

### **2.2 Objetivos específicos**

- a) comparar os efeitos das cargas simuladas de bruxismo tônico sobre a mandíbula e maxila, variando-se condições de equilíbrio e desequilíbrio oclusal;
- b) avaliar a influência de uma interferência oclusal em um dente posterior, no contexto do bruxismo tônico, sobre a mandíbula e a maxila;
- c) identificar as regiões ósseas mais afetadas pelo bruxismo tônico.

### 3 ARTIGO CIENTÍFICO

#### **TENSÕES E DEFORMAÇÕES NA MANDÍBULA E MAXILA OCASIONADAS PELO BRUXISMO TÔNICO: Análise de Elementos Finitos**

Periódico para o qual o artigo será submetido: The Journal of Prosthetic Dentistry.

Endereço eletrônico para acesso às normas do periódico: [https:// Guide for authors - The Journal of Prosthetic Dentistry - ISSN 0022-3913 | ScienceDirect.com by Elsevier](https://www.elsevier.com/locate/jproden)

## **TENSÕES E DEFORMAÇÕES NA MANDÍBULA E MAXILA OCASIONADAS PELO BRUXISMO TÔNICO: Análise de Elementos Finitos**

Karolina Kristian de Aguiar Seraidarian<sup>1</sup>, Bruno Franco de Oliveira<sup>2</sup>, Paulo Isaias  
Seraidarian<sup>3</sup>, Jánes Landre Júnior<sup>4</sup>, Rodrigo Villamarim Soares<sup>3</sup>

<sup>1</sup> Mestranda, Programa de Pós-graduação em Odontologia, Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, Belo Horizonte, Minas Gerais, Brasil.

<sup>2</sup> Doutorando, Programa de Pós-graduação em Odontologia, Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, Belo Horizonte, Minas Gerais, Brasil.

<sup>3</sup> Professor, Departamento de Odontologia, Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, Belo Horizonte, Minas Gerais, Brasil

<sup>4</sup> Professor, Departamento de Engenharia Mecânica, Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, Belo Horizonte, Minas Gerais, Brasil.

### **Correspondência para o autor:**

Dr. Rodrigo Villamarim Soares

Programa de Pós-graduação em Odontologia, Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais

Av. Dom José Gaspar, 500 - Prédio 46 - Sala 101 - Coração Eucarístico

CEP: 30535-901 – Belo Horizonte/MG - Brasil

Telefone: +55 31 3319-4414

E-mail: [rodrigovsoares@gmail.com](mailto:rodrigovsoares@gmail.com)

## RESUMO

**Declaração do Problema:** O bruxismo tônico pode gerar sobrecargas nas estruturas ósseas da face mesmo em padrão de equilíbrio oclusal. No entanto, quando ocorre desequilíbrio desta condição, as tensões e deformações resultantes de instabilidades podem ser exacerbadas, possibilitando afetar a homeostase, tanto de modo funcional, quanto estrutural.

**Objetivo:** Avaliar, por meio da Análise de Elementos Finitos, os efeitos das cargas geradas pela simulação do bruxismo tônico sobre as estruturas ósseas, principalmente maxila e mandíbula, comparando condições de equilíbrio e desequilíbrio oclusal.

**Materiais e Métodos:** um modelo tridimensional foi desenvolvido a partir de tomografia computadorizada de feixes cônicos (Cone Beam) de mandíbula e maxila, diferenciando osso cortical e medular, dentes e ligamento periodontal. Estudaram-se as tensões e deformações em um modelo com oclusão ideal, apresentando contatos A, B, C, Parada e Equilíbrio e, a partir daí, foram simuladas mais nove situações de diferentes padrões de desequilíbrios oclusais. As forças musculares foram simuladas por vetores aplicados nos locais anatômicos correspondentes aos músculos responsáveis pela dinâmica mandibular, reproduzindo o bruxismo tônico.

**Resultados:** As simulações demonstraram que o bruxismo tônico provocou alterações significativas nas estruturas ósseas. Tanto nas condições de oclusão equilibrada quanto nas simulações de padrões de desequilíbrio oclusal, foram geradas tensões e deformações na mandíbula e, de modo especial, na maxila, atingindo as paredes mediais e laterais da cavidade orbitária.

**Conclusões:** Por meio da análise de elementos finitos, metodologia altamente confiável, apesar das limitações inerentes ao método, foi possível demonstrar tensões e deformações na maxila e mandíbula, especialmente nas diferentes simulações de desequilíbrios oclusais.

**Palavras-chave:** Bruxismo. Oclusão dentária. Análise de Elementos Finitos. Ossos faciais.

## **IMPLICAÇÕES CLÍNICAS**

As tensões e deformações observadas nas estruturas ósseas durante as simulações, em diferentes padrões oclusais, atentam para a possibilidade de modificações nos contornos dos arcos, tanto maxilares quanto mandibulares, podendo interferir na estabilidade e no posicionamento dos dentes nos respectivos arcos e ainda afetar a homeostase do aparelho estomatognático, permitindo, por exemplo, interferir na longevidade e estabilidade de tratamentos reabilitadores e ortodônticos.

## INTRODUÇÃO

A elasticidade é uma propriedade intrínseca da estrutura dos tecidos ósseos.<sup>1-3</sup> Sendo assim, a possibilidade de deformação elástica tanto da maxila quanto da mandíbula pode ser resultante de contrações da musculatura com origem e inserção nestas estruturas, podendo variar de intensidade diante dos diferentes padrões de forças aplicadas, gerando tensões e deformações.<sup>4-7</sup>

Entretanto, pouco se sabe sobre o impacto do bruxismo nas estruturas ósseas da face. O bruxismo é caracterizado pelo aumento da atividade da musculatura mastigatória, em frequência e intensidade, secundário à ativação do sistema nervoso central, involuntário e independente de contatos dentários.<sup>10</sup>

Sabe-se que a prevalência do bruxismo na população mundial gira em torno de 22,22%, sendo uma das condições mais prevalentes do mundo. Neste contexto, estima-se que 85% a 90% da população mundial, em algum momento da vida, apresentará algum grau de bruxismo.<sup>11,12</sup>

A força de apertamento durante o bruxismo tônico é três vezes superior à atividade funcional do aparelho mastigatório.<sup>13</sup> Forças oclusais excessivas exercidas por episódios repetitivos de bruxismo podem provocar desgaste dental, fraturas por fadiga, sensibilidade, trauma oclusal e alterações no ligamento periodontal e no osso alveolar.<sup>14</sup>

Encontram-se na literatura numerosos estudos investigando o bruxismo, seus fatores desencadeantes e suas implicações.<sup>15-22</sup> Entretanto, estudos direcionados às tensões e deformações derivadas deste evento, bem como, sobre seu impacto na mandíbula e maxila, são escassos. Isso pode ser justificado pela dificuldade de avaliar *in vivo* a transmissão de cargas às estruturas envolvidas.<sup>23</sup>

Para exame biomecânico de situações clínicas, a Análise de elementos finitos tornou-se um método bem estabelecido na literatura, que divide objetos complexos em partes menores,

chamadas elementos finitos, para determinar o comportamento de estruturas em situações reais.<sup>24</sup> Neste contexto, a Análise de elementos finitos é uma opção de modelagem computacional de grande credibilidade no estudo da dinâmica mandibular, pois cargas oclusais funcionais ou parafuncionais podem ser aplicadas, permitindo simular as tensões e deformações que podem ocorrer em diferentes condições.<sup>20</sup> Este método utiliza modelos anatômicos em simulações biomecânicas, testando hipóteses que dificilmente poderiam ser experimentadas *in vivo*.<sup>25-27</sup>

Korioth, Romilly e Hannam<sup>28</sup> foram pioneiros ao estudar a deformação da mandíbula humana durante o apertamento dentário. No entanto, não foram encontrados estudos que avaliassem as tensões e deformações possíveis de ocorrer na maxila e nos demais ossos da face.

O presente estudo analisou as tensões transmitidas e as deformações provocadas pelo bruxismo tônico nas estruturas ósseas da face, particularmente na mandíbula e na maxila.

## **MATERIAL E MÉTODOS**

### **Considerações éticas**

Este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, Belo Horizonte, Brasil, protocolo nº 122/2011. A elaboração do modelo utilizado para os experimentos partiu de uma tomografia computadorizada, pré-existente, de crânio estendido (Cone Beam) de um indivíduo adulto jovem saudável, com dentição permanente completa, exceto os terceiros molares, e sem qualquer sinal ou sintoma de disfunção temporomandibular.

### **Confecção do modelo digital**

Com base nas imagens tomográficas acima referidas, foi elaborado o modelo digital de mandíbula e maxila. As imagens em extensão DICOM (Digital Imaging and Communications

in Medicine) foram segmentadas e convertidas para o formato STL (Estereolitografia ou Standard Tessellation Language) utilizando o software 3D Slicer.<sup>30</sup>

Para a elaboração deste modelo, os dentes, a maxila e a mandíbula foram desenvolvidos de forma independente, como componentes isolados, produzidos no software Meshmixer® (v3.5, Autodesk, São Rafael, EUA).

Neste contexto, foram incorporadas as particularidades do osso cortical e do osso medular; delinearam-se os contornos anatômicos dos dentes, especificando esmalte, dentina e polpa em seus respectivos alvéolos, e adicionou-se o espaço correspondente ao ligamento periodontal, tornando mais fidedigna a análise sobre o modelo (Fig. 1).

O dispositivo utilizado na elaboração do design gráfico foi um Windows 10 Pro, equipado com um processador Intel® Core™ i7-9750H, operando a 2,6 GHz, com memória RAM de 64 GB e sistema operacional de 64 bits.

### **Desenvolvimento do Modelo de Elementos Finitos**

O modelo gráfico tridimensional final foi transferido para o software HyperMesh (Altair Engineering Inc. - EUA), o qual produziu as malhas de elementos finitos das estruturas anatômicas mencionadas anteriormente. Assim, foi elaborado o modelo dinâmico de elementos finitos do aparelho mastigatório. Esses elementos foram combinados para desenvolver simulações da atividade do bruxismo tônico, em diversos padrões oclusais, permitindo observar as tensões que podem ocorrer na mandíbula e na maxila e ainda analisar e interpretar as tensões transmitidas e deformações geradas nas estruturas ósseas do aparelho estomatognático (Fig. 2).

### **Propriedades mecânicas dos materiais e condições de contorno**

No limite superior da maxila, foram utilizados elementos de limite de restrição, classificados como RBE2 (Restriction Boundary Elements) - 1D, os quais consistem em

elementos rígidos de conexão, permitindo atuar igualmente como elementos de restrição, conforme o critério de cada ponto. Estes elementos formam, por exemplo, a região superior da maxila com a finalidade de conter os deslocamentos provocados pelo fechamento da mandíbula (Fig. 3).

O valor do coeficiente de rigidez ( $k$ ) utilizado foi de  $1 \times 10^{-7}$  N/m, a fim de possibilitar mínimas movimentações mandibulares.<sup>31</sup> Na região de contatos interproximais e interoclusais, foi utilizado um coeficiente de atrito de 0,2<sup>32</sup> para permitir a transferência de deslocamentos entre os elementos.

Para a elaboração do modelo, foram utilizadas duas faces. A parte externa foi composta por 120.000 elementos do tipo CTRIA3 – 2D. A porção interna foi composta por 2.589.761 elementos do tipo CTETRA4 - 3D, que se caracterizam como tetraedros de primeira ordem, os quais possuem 4 faces. É importante destacar que cada face do CTETRA4 corresponde a um elemento CTRIA3. Após a execução do teste de convergência, o modelo final elaborado apresentou, em sua totalidade, 3.215.321 elementos e 505.498 nós, que representam os pontos de união entre os tetraedros. Cada nó é dotado de 6 graus de liberdade: 3 relativos à rotação (X, Y e Z) e 3 à translação (X, Y e Z).

Foram atribuídas aos modelos as características mecânicas de cada estrutura anatômica, de acordo com a Tabela 1. Efetuaram-se distinções entre osso cortical e osso medular, assim como entre esmalte e dentina, e ainda foram incorporadas as características do ligamento periodontal, com espaçamento de 0,15 mm de espessura, posicionado entre a raiz dentária e o alvéolo.

### **Balaceamento do modelo**

Para as interpretações das tensões e deformações causadas pelo bruxismo tônico em diferentes situações de contatos oclusais, optou-se por estabelecer um padrão, considerado

ideal, denominado Modelo de referência, com dentes e mandíbula equilibrados e estabilizados por meios dos contatos oclusais, bem estabelecidos na literatura,<sup>13,33</sup>, denominados A, B, C, Parada e Equilíbrio (Figs 4, 5 e 6).

Os contatos A, B e C, assim denominados tanto na literatura nacional como na internacional, ocorrem no relacionamento do tipo cúspide-fossa e atuam no sentido vestibulo-bucal. No sentido mesio-distal, os contatos Parada e Equilíbrio, denominados na literatura internacional como contatos de Stop e Equalizer, ocorrem tanto no relacionamento cúspide-fossa quanto no cúspide-crista.

A partir do modelo de referência, ou seja, com oclusão equilibrada, foram realizadas modificações no engrenamento dentário, gerando simulações de desequilíbrio oclusal.

### **Aplicação de força**

Vetores de força foram empregados nas áreas correspondentes aos músculos temporais, masseteres e pterigoideos mediais, caracterizando a força muscular na simulação dos movimentos a serem examinados. As forças foram alocadas nas áreas correspondentes à inserção de cada um dos músculos e os vetores de direção foram organizados espacialmente, levando em conta as direções X, Y e Z, conforme a origem<sup>34-36</sup> (Fig. 7).

Para simulação do bruxismo tônico e caracterização da força muscular, a força máxima aplicada por cada músculo foi atribuída conforme descrito na Tabela 2. Optou-se por utilizar a força máxima para simular o bruxismo tônico.<sup>34</sup>

### **Simulações realizadas**

Novos modelos de elementos finitos foram elaborados para a simulação do bruxismo tônico. As simulações ocorreram da seguinte forma:

- 1) Bruxismo tônico com contatos A, B, C, parada e equilíbrio;
- 2) Bruxismo tônico somente com contatos A em ambos os lados;
- 3) Bruxismo tônico somente com contatos B em ambos os lados;
- 4) Bruxismo tônico somente com contatos C em ambos os lados;
- 5) Bruxismo tônico com variações A e B (lado esquerdo A e direito B);
- 6) Bruxismo tônico com variações A e C (lado esquerdo A e direito C);
- 7) Bruxismo tônico com variações B e C (lado esquerdo B e direito C);
- 8) Bruxismo tônico com predominância de contatos de parada;
- 9) Bruxismo tônico com predominância de contatos de equilíbrio;
- 10) Bruxismo tônico com interferência oclusal com contato A e de equilíbrio no segundo molar do lado direito.

### **Análises dos resultados**

Os resultados das tensões e deformações ocorridas na mandíbula e na maxila foram obtidos e analisados por meio do software HyperWorks (Altair Engineering Inc., 2022, EUA). Foi utilizado computador Intel® Xenon® CPU E5-1620 v3 @ 3.50 GHz de velocidade e 32 GB de memória RAM.

## RESULTADOS

Nas diversas imagens obtidas por meio da implementação da Análise de Elementos Finitos, podem ser observadas as tensões ocorridas a partir do somatório das cargas aplicadas ao modelo, levando em conta a interação entre as forças simuladas que reflete a resposta mecânica às mesmas.

As escalas cromáticas localizadas à esquerda das imagens representam intensidade de tensão em  $N/cm^2$ , sendo que o azul-escuro indica ausência de tensão e o vermelho a maior intensidade da mesma. A simulação do bruxismo tônico ocorrendo no modelo de referência (equilíbrio oclusal) foi denominada Caso 1 e utilizada como base para as comparações com os demais casos que simularam diferentes padrões de desequilíbrio, que serão descritos abaixo.

As deformações sofridas pelas estruturas ósseas podem ser observadas em vídeos por meio dos links localizados nos respectivos textos, permitindo visualizar claramente a alteração ocorrida.

Essa metodologia favorece a compreensão abrangente dos padrões de tensão e deformação decorrentes das condições investigadas, contribuindo para a análise biomecânica.

### **Caso 1 - Simulação de bruxismo tônico com contatos A, B, C, parada e equilíbrio**

A mandíbula apresentou maior tensão em relação à maxila, estando mais acentuada na porção ascendente do ramo mandibular, especialmente nas regiões anterior e posterior, com maior intensidade no lado direito.

Na maxila, observou-se maior tensão nas paredes mediais e laterais da cavidade orbitária, além de uma faixa diagonal que se estende da área correspondente aos segundos molares, ascendendo até à região frontal da maxila, abaixo do processo zigomático (Fig. 8).

Em relação à deformação, constatou-se flexão do ângulo da mandíbula, bem como, dos processos coronóides e condilares bilaterais, sendo mais acentuada no lado esquerdo, o que

resultou no aumento da largura do arco mandibular e na projeção do ramo ascendente na direção ântero-superior e lateral. Na maxila, notou-se projeção da região que abrange os processos alveolares dos dentes anteriores, da fossa incisiva e da espinha nasal (Link 1).

#### **Link 1: Deformação óssea ocorrida no caso 1**

<https://drive.google.com/file/d/11aBS9PyDjg2iLDj77jWyJbw8BcbdopxD/view?usp=sharing>

#### **Caso 2 - Simulação de bruxismo tônico somente com contatos A em ambos os lados**

Verificou-se, na maxila, a ocorrência de tensão nas seguintes regiões: porção frontal; na faixa adjacente aos molares superiores e nas paredes medial e lateral da cavidade orbitária. Na mandíbula, constatou-se maior tensão no ramo ascendente, nas porções anterior e posterior. Em comparação com o caso 1, notou-se ligeira variação das tensões, sendo essas maiores na maxila e menores na mandíbula (Fig. 9).

Observou-se deformação análoga à do caso 1, com magnitude discretamente superior na maxila (Link 2).

#### **Link 2: Deformação óssea ocorrida no caso 2**

<https://drive.google.com/file/d/11o2X0J0AOHD1KTtFKtTVaxXyknKxOxnM/view?usp=sharing>

#### **Caso 3 - Simulação de bruxismo tônico somente com contatos B em ambos os lados**

Tanto na maxila quanto na mandíbula, percebeu-se tensão nas mesmas regiões dos dois casos anteriores, porém, com pequeno aumento na intensidade, quando comparado ao caso 1, que é o de equilíbrio oclusal, teoricamente ideal (Fig.10).

No que se refere à deformação, constatou-se flexão acentuada do ângulo da mandíbula, assim como, dos processos coronoides e condilares bilaterais, resultando na maior ampliação

da largura do arco mandíbular e na projeção do ramo ascendente no sentido ântero-superior. Na maxila, verificaram-se relevantes projeções das regiões que englobam os processos alveolares dos dentes anteriores, bem como a fossa incisiva e a espinha nasal (Link 3).

### **Link 3: Deformação óssea ocorrida no caso 3**

[https://drive.google.com/file/d/1TKRjgfeSxR2UrNjneqvx\\_ZAoNPChhnNy/view?usp=sharing](https://drive.google.com/file/d/1TKRjgfeSxR2UrNjneqvx_ZAoNPChhnNy/view?usp=sharing)

### **Caso 4 - Simulação de bruxismo tônico somente com contatos C em ambos os lados**

Na maxila, observou-se aumento da tensão na região próxima aos forames infraorbitários bilateralmente. Na mandíbula, constatou-se aumento das tensões nas regiões dos forames mentonianos bilateralmente e no mento (Fig. 11).

Semelhante aos casos anteriores, a deformação sofrida foi identificada no ângulo da mandíbula e nos processos coronoides e condilares em ambos os lados, aumentando a largura do arco mandíbular e projetando o ramo ascendente na direção ântero-superior. A projeção da porção anterior da maxila foi igualmente percebida (Link 4).

### **Link 4: Deformação óssea ocorrida no caso 4**

[https://drive.google.com/file/d/19y-iVsXmjbp\\_M\\_MmGfuukWFLcBeowRlN/view?usp=sharing](https://drive.google.com/file/d/19y-iVsXmjbp_M_MmGfuukWFLcBeowRlN/view?usp=sharing)

### **Caso 5 - Simulação de bruxismo tônico com contato A no lado esquerdo e contato B no lado direito**

Sempre comparando ao caso 1, constatou-se aumento da tensão na maxila à esquerda e na mandíbula à direita (Fig. 12).

Identificou-se ampliação do arco mandibular, com deformação levemente mais pronunciada no lado direito, além de expansão lateral do ramo ascendente da mandíbula e

deformação no colo dos côndilos mandibulares. Na maxila, verificou-se a mesma projeção observada nas simulações anteriores (Link 5).

#### **Link 5: Deformação óssea ocorrida no caso 5**

<https://drive.google.com/file/d/1NIInwg4R6aXEVNLALDFoJQVASuqTrVI6/view?usp=sharing>

#### **Caso 6 - Simulação de bruxismo tônico com contato A no lado esquerdo e contato C no lado direito**

Observou-se, na maxila, aumento das tensões na região do forame infraorbitário até a área correspondente ao processo alveolar do dente 26 e redução das tensões no processo alveolar do dente 15. Enquanto que na mandíbula à direita foi observada tensão aumentada no ramo ascendente e no corpo mandibular, junto ao processo alveolar correspondente aos dentes molares e pré-molares em ambos os lados. O mesmo grau de deformação, junto ao colo dos côndilos mandibulares, a exemplo do ocorrido no caso 5, foi encontrado (Fig.13).

Distinguiu-se aumento da largura do arco mandibular e flexão lateral do ramo ascendente, mais acentuados no lado esquerdo em comparação ao direito. Notou-se expansão da maxila, tanto no sentido anterior quanto no lateral, ligeiramente maior do que nos casos anteriores (Link 6).

#### **Link 6: Deformação óssea ocorrida no caso 6**

<https://drive.google.com/file/d/1UtGXHj9iuoAO8fiC8iW8egk3myzbh-5u/view?usp=sharing>

#### **Caso 7 - Simulação de bruxismo tônico com contato B no lado esquerdo e contato C no lado direito**

Observou-se, na maxila, discreto aumento das tensões abaixo do forame infra-orbitário

e, na mandíbula, incremento maior das tensões em ambos os lados, especialmente nos processos alveolares correspondentes aos molares e segundos pré-molares (Fig. 14).

Constatou-se também significativa deformação em ambos os arcos dentários, apresentando, na maxila, expansão aumentada na região pertinente aos molares e pré-molares, enquanto na mandíbula, semelhante aos casos 5 e 6, observou-se o alargamento do arco e a deformação junto ao colo dos côndilos mandibulares (Link 7).

#### **Link 7: Deformação óssea ocorrida no caso 7**

<https://drive.google.com/file/d/10O4A1jrXrEQ85cHlsqPwPXLzn66BtOgx/view?usp=sharing>

#### **Caso 8 - Simulação de bruxismo tônico com predominância de contatos de parada**

A diferença das tensões entre os casos 1 e 8 foi insignificante, tanto na maxila quanto na mandíbula (Fig. 15).

Visualizou-se na maxila maior deformação no sentido ântero-posterior do que no sentido lateral, em comparação aos casos anteriores, e leve deformação do processo coronóide e da incisura da mandíbula, com maior flexão no colo do côndilo (Link 8).

#### **Link 8: Deformação óssea ocorrida no caso 8**

<https://drive.google.com/file/d/1djr65fA5OeF5LILahrh8nVzHbw4PEjU/view?usp=sharing>

#### **Caso 9 - Simulação de bruxismo tônico com predominância de contatos de equilíbrio**

Observou-se discreto aumento das tensões nos processos alveolares correspondentes aos dentes 15 e 25, enquanto não se observou variação na mandíbula, em comparação ao caso 1 (Fig. 16).

Constatou-se deformação semelhante à do caso 8, com leve aumento da flexão lateral

da mandíbula e junto ao colo dos condilos mandibulares (Link 9).

**Link 9: Deformação óssea ocorrida no caso 9**

<https://drive.google.com/file/d/1n-ybMSqjmLJHuDIcLrn-fnR28SKcSuhm/view?usp=sharing>

**Caso 10 - Simulação de bruxismo tônico com ocorrência de interferência oclusal, do tipo A e de equilíbrio, no segundo molar direito.**

Nesta última simulação, notou-se na maxila direita ligeiro incremento das tensões na parede lateral da cavidade orbitária e na fossa incisiva. Do lado esquerdo, constatou-se aumento significativo das tensões na bossa e na fossa canina, com notável concentração dessas tensões nessa região, em contraste com as outras simulações. Na mandíbula, o aumento das tensões foi observado bilateralmente nas proximidades dos forames mentonianos e no mento, mais especificamente na região correspondente aos incisivos laterais. No lado esquerdo, ou seja, o lado oposto à interferência criada, as tensões foram maiores no ramo ascendente, estendendo-se até a região condilar (Fig. 17).

Foi encontrada maior deformação na direção lateral do que no sentido ântero-posterior, sendo ainda mais destacados à esquerda, com maior deformação no colo do côndilo. Na maxila, constatou-se expansão em todo o arco, projetando a região anterior, incluindo a espinha nasal (Link 10).

**Link 10: Deformação óssea ocorrida no caso 10**

<https://drive.google.com/file/d/1BPKYnayGi0o-nOeQYZ91YpxYlbD6e6P5/view?usp=sharing>

## DISCUSSÃO

O desenvolvimento do presente estudo considerou basicamente dois aspectos: a prevalência do bruxismo na população mundial, que é cada dia mais relevante, de acordo com Zieliński, Pajak e Wójcicki<sup>11</sup> e ao mesmo tempo, avaliar as consequências deste evento nas estruturas ósseas da face, principalmente na mandíbula e na maxila, uma vez que a literatura disponível sobre estudos que investigam essa combinação é reduzida, de modo especial no que tange aos ossos da maxila.

Ainda de acordo com Zieliński, Pajak e Wójcicki<sup>11</sup>, a prevalência do bruxismo na população mundial é de 22,22%, embora este resultado ainda seja inconclusivo, tendo em vista que não foi possível mensurá-lo nas populações da África e da Austrália, devido à amostra insuficiente para análise. Os maiores índices de prevalência de bruxismo foram verificados na América do Norte, com 31%, na América do Sul, com 23%, seguidos pela Europa, com 21%, e pela Ásia, com 19%. Importa salientar que de acordo com Bader e Lavigne<sup>12</sup>, estima-se que 85% a 90% da população mundial, em algum momento da vida, apresentará algum grau de bruxismo, motivo pelo qual optou-se por desenvolver um trabalho que relacionasse instabilidade oclusal com o bruxismo tônico, levando em consideração as afirmações de Okeson<sup>13</sup> de que a força de apertamento durante o bruxismo chega a ser três vezes superior àquela da atividade funcional do aparelho mastigatório.

Em relação às consequências nas estruturas ósseas que sustentam os dentes, foi possível verificar alguns trabalhos direcionados às tensões e deformações na mandíbula<sup>5,25,37</sup>, no entanto, não foi possível identificar nenhum trabalho que verificasse os ossos da maxila e demais estruturas que compõem a face.

Korioth e Hannam<sup>34</sup>, ao estudar a deformação da mandíbula humana durante o apertamento dentário, utilizaram um modelo tridimensional pela Análise de Elementos Finitos, constituído por 5.926 elementos com 7.375 nós. Descreveram que a mandíbula sofre torções e

flexões significativas durante o carregamento por forças musculares, interferindo diretamente na distribuição de tensões nos dentes e nos tecidos de suporte, fato importante a ser considerado no planejamento de tratamentos odontológicos. Com a evolução da tecnologia, o presente estudo utilizou um modelo tridimensional composto por 3.215.321 elementos e 505.498 nós, o que, sem dúvida alguma, representa elevada discretização das estruturas estudadas e maior confiabilidade nos resultados.

Ainda comparando com o trabalho de Koriath e Hannam<sup>34</sup>, no presente estudo foi possível identificar alterações nos côndilos mandibulares, fato não mencionado no estudo anterior. Conforme apresentado nos resultados do presente estudo, foram identificadas tensões e deformações em toda a mandíbula, do mento às regiões condilares, passando pelo corpo, ângulo, ramos ascendentes e processos coronóides.

Como já mencionado anteriormente, não foram encontrados na literatura estudos, pela técnica da Análise de Elementos Finitos, que investigassem as tensões e deformações resultantes do bruxismo tônico na maxila, estrutura que apresentou resultados surpreendentes nesta investigação, tendo em vista a alta concentração de tensão em sua porção frontal, especialmente nas paredes mediais da cavidade orbitária. Tal fato vai de encontro com as declarações de Wiechens *et al.*<sup>8</sup> quando afirmaram que pouco se sabe sobre o impacto sofrido pelas estruturas ósseas da face, principalmente mandíbula e maxila, frente ao bruxismo, lembrando que trata-se de uma condição caracterizada pelo aumento da atividade, tanto em frequência quanto em intensidade, da musculatura mastigatória de acordo com Verhoeff *et al.*<sup>9</sup> e, secundário à ativação do sistema nervoso autônomo, independente, ocorrendo de forma involuntária, como descrito por Nukazawa, Yoshimi e Sato.<sup>10</sup>

No presente estudo, foi possível constatar tensões nas paredes da cavidade orbitária e nos processos alveolares da porção anterior da maxila, revelando notório deslocamento dessa região junto à fossa incisiva. Tais resultados não foram identificados na literatura acessada.

Diante da ausência de estudos que relacionem o bruxismo tônico a diferentes padrões de oclusão dentária e, tendo em vista as consequências possíveis identificadas nos resultados, acredita-se serem estes fatos de relevância clínica a serem considerados dentro dos tratamentos odontológicos, levando em conta a magnitude das tensões e deformações geradas nas estruturas ósseas, podendo comprometer a estabilidade de tratamentos odontológicos. Espera-se que mais estudos sejam conduzidos para melhor compreensão deste fenômeno.

Desde os primórdios da Teoria Gnatológica, preconizada por Mann e Pankey<sup>37</sup> a necessidade de haver equilíbrio oclusal é muito bem estabelecida na literatura<sup>31,33,37,38</sup>, em especial, diante de cargas exacerbadas como as que ocorrem no bruxismo tônico, onde, segundo Okeson<sup>13</sup>, chegam a ser três vezes maiores quando comparadas às forças de mastigação. O trabalho conduzido por Gomes de Oliveira *et al.*<sup>33</sup> demonstrou a instabilidade gerada nos dentes pela ausência de equilíbrio oclusal. Foi com base nas comprovações desse trabalho que o modelo de referência, no estudo atual, continha todos os contatos que equilibram a oclusão, ou seja, A, B e C no sentido vestibulo-bucal, além dos contatos de Parada e de Equilíbrio, no sentido mesio-distal.

A capacidade de deformação elástica da mandíbula, resultante de cargas exacerbadas, identificadas em todos os casos simulados, ocorreu de acordo com os achados de Al-Sukhun e Kelleway<sup>4</sup> que apontaram a ação da musculatura mastigatória como responsável por tal deformação. Já em relação à direção e intensidade das forças aplicadas influenciarem o padrão dessa deformação, os achados do presente estudo corroboram os realizados por Rafferty, Hering e Marshall<sup>39</sup> e Ebadian *et al.*<sup>5</sup> quando afirmaram que à medida que os músculos se contraem com maior força, ou seja, durante o bruxismo tônico, a mandíbula pode ser induzida à maior deformação. Foi exatamente o que as simulações de casos de instabilidades oclusais demonstraram em relação às deformações que ocorreram, tanto na mandíbula como na maxila. Nesse aspecto, cabe ressaltar que as maiores tensões e a maior deformação encontradas foram

exatamente na simulação de maior desarmonia oclusal, ou seja, na ocorrência de um único contato interferente, como demonstrado no caso 10.

Diante dessa simulação, foi possível verificar que as tensões e deformações verificadas na mandíbula estavam de acordo com os estudos de Rassouli e Christensen.<sup>40</sup> No entanto, os resultados encontrados para as tensões e deformações identificadas na maxila não podem ser comparados com a literatura, uma vez que não foi possível identificar nenhum trabalho semelhante.

A literatura menciona vários autores que investigaram o bruxismo, tanto no aspecto dos fatores desencadeantes quanto em suas implicações clínicas, ressaltando basicamente os problemas gerados nos dentes, no periodonto de proteção e de sustentação, nos músculos responsáveis pela dinâmica mandibular e até na região dos côndilos mandibulares<sup>15-22</sup> entretanto, sem que fossem identificadas e mensuradas as consequências para as estruturas ósseas que compõem a face, o que de acordo com Manfredini *et al.*<sup>23</sup> pode ser devido à dificuldade em avaliar a transmissão de cargas para as estruturas envolvidas.

Nesse aspecto, o presente estudo é relevante, pois demonstra, por meio da Análise de Elementos Finitos, as tensões e deformações nos ossos da face, especialmente na maxila, tal análise possibilita investigar hipóteses que, segundo Comisso, Martínez-Reina e Mayo<sup>25</sup> e Sagl *et al.*<sup>26</sup>, dificilmente poderiam ser testadas *in vivo*.

Durante as simulações, observou-se que tanto as tensões quanto as deformações ocorridas no tecido ósseo foram levemente diferentes entre o lado direito e o esquerdo. Atribuem-se tais diferenças ao fato de que o modelo no qual foi desenvolvido o presente estudo partiu da tomografia Cone Beam de um crânio humano e no processo de modelagem não houve nenhum tipo de tratamento ou espelhamento, presumindo-se que tais diferenças são consequências de assimetrias absolutamente normais.

Julga-se importante ressaltar que o presente estudo é parte de um projeto de pesquisa amplo, que envolve a investigação das consequências do bruxismo tônico em todo o aparelho estomatognático a fim de possibilitar esclarecimentos relevantes no exercício da Odontologia.

## **CONCLUSÃO**

Os modelos desenvolvidos possibilitaram avaliar as tensões e deformações geradas na mandíbula e na maxila, em resposta às cargas oclusais geradas pelo bruxismo tônico.

Mesmo diante da simulação da condição de oclusão equilibrada, observaram-se efeitos de tensão e deformação nos ossos da maxila e da mandíbula. Diante de simulações de desequilíbrio oclusal, o impacto nas estruturas estudadas foi elevado, especialmente na simulação de um único contato interferente, sendo possível identificar tanto as regiões que sofreram tensões quanto as que foram submetidas a deformações.

**REFERÊNCIAS**

1. Finney WF, Morris MD, Wallace JM, Kohn DH. Ultrastructural elastic deformation of cortical bone tissue probed by NIR Raman spectroscopy. In: Biomedical vibrational spectroscopy and biohazard detection technologies. Califórnia: SPIE; 2004. p. 233.
2. Oftadeh R, Perez-Viloria M, Villa-Camacho JC, Vaziri A, Nazarian A. Biomechanics and mechanobiology of trabecular bone: a review. *J Biomech Eng.* 2015;137(1):0108021-01080215.
3. Hamed E, Novitskaya E, Li J, Chen PY, Jasiuk I, McKittrick J. Elastic moduli of untreated, demineralized and deproteinized cortical bone: Validation of a theoretical model of bone as an interpenetrating composite material. *Acta Biomater.* 2012;8(3):1080-92.
4. Al-Sukhun J, Kelleway J. Biomechanics of the Mandible: Part II. Development of a 3-dimensional finite element model to study mandibular functional deformation in subjects treated with dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2007;22(3):455-66.
5. Ebadian A, Cho NE, Analouei Adegani E, Bulut S, Bulboacă T. Rada problems for some classes of analytic functions associated with Legendre polynomials of odd degree. *J Inequal Appl.* 2020;2020(1):178.
6. Toro-Ibacache V, O'Higgins P. The effect of varying jaw-elevator muscle forces on a finite element model of a human cranium. *Anat Rec (Hoboken).* 2016;299(7):828-39.
7. Weickenmeier J, Jabareen M, Le Révérend BJD, Ramaioli M, Mazza E. Experimental and numerical characterization of the mechanical masseter muscle response during biting. *J Biomech Eng.* 2017;139(12).
8. Wiechens B, Brockmeyer P, Wassmann T, Rödiger M, Wiessner A, Bürgers R. Time of day-dependent deviations in dynamic and static occlusion: A prospective clinical study. *J Prosthet Dent.* 2024;132(1):123-131.
9. Verhoeff MC, Lobbezoo F, Ahlberg J, Bender S, Bracci A, Colonna A, et al. Updating the

- Bruxism Definitions. Report of an International Consensus Meeting - 2025. *J Oral Rehabil* 2025;52:1335-42.
10. Nukazawa S, Yoshimi H, Sato S. Autonomic nervous activities associated with bruxism events during sleep. *Cranio*. 2018;36(2):106-112.
  11. Zieliński G, Pająk A, Wójcicki M. Global prevalence of sleep bruxism and awake bruxism in pediatric and adult populations: a systematic review and meta-analysis. *J Clin Med*. 2024;13(14):4259.
  12. Bader G, Lavigne G. Sleep bruxism; an overview of an oromandibular sleep movement disorder. REVIEW ARTICLE. *Sleep Med Rev*. 2000;4(1):27-43.
  13. Okeson JP. Management of temporomandibular disorders and occlusion-E-book. 8th ed. St. Louis, Missouri: Elsevier Health Sciences; 2019.
  14. Popescu AM, Ionescu M, Popescu SM, Ionescu AG, Vlăduțu DE, Iacov-Crăițoiu MM, et al. Oral clinical and radiological signs of excessive occlusal forces in bruxism. *Diagnostics (Basel)*. 2025;15(6):702.
  15. Lobbezoo F, Ahlberg J, Raphael KG, Wetselaar P, Glaros AG, Kato T, et al. International consensus on the assessment of bruxism: Report of a work in progress. *J Oral Rehabil*. 2018;45(11):837-844.
  16. Manfredini D, Ahlberg J, Aarab G, Bracci A, Durham J, Ettlin D, et al. Towards a Standardized Tool for the Assessment of Bruxism (STAB)—Overview and general remarks of a multidimensional bruxism evaluation system. *J Oral Rehabil*. 2020;47(5):549-556.
  17. Wiczorek T, Wieckiewicz M, Smardz J, Wojakowska A, Michalek-Zrabkowska M, Mazur G, et al. Sleep structure in sleep bruxism: A polysomnographic study including bruxism activity phenotypes across sleep stages. *J Sleep Res*. 2020;29(6):e13028.
  18. De Baat C, Verhoeff M, Ahlberg J, Manfredini D, Winocur E, Zweers P, et al. Medications

and addictive substances potentially inducing or attenuating sleep bruxism and/or awake bruxism. *J Oral Rehabil.* 2021;48(3):343-54.

19. Smardz J, Martynowicz H, Wojakowska A, Winocur-Arias O, Michalek-Zrabkowska M, Mazur G, et al. A polysomnographic study on the relationship between sleep bruxism intensity and sleep quality. *Cranio.* 2022;40(2):107-12.
20. Manfredini D, Ahlberg J, Lobbezoo F. Bruxism definition: Past, present, and future e what should a prosthodontist know. *J Prosthet Dent.* 2022;128(5):905-912.
21. Kato T, Higashiyama M, Katagiri A, Toyoda H, Yamada M, Minota N, et al. Understanding the pathophysiology of sleep bruxism based on human and animal studies: A narrative review. *J Oral Biosci.* 2023;65(2):156-162.
22. Kuang B, Aarab G, Wei Y, Blanken TF, Lobbezoo F, Someren EJWV, et al. Associations between signs of sleep bruxism and insomnia: A polysomnographic study. *J Sleep Res.* 2023;32(4):e13827.
23. Manfredini D, Ahlberg J, Aarab G, Bender S, Bracci A, Cistulli PA, et al. Standardised Tool for the Assessment of Bruxism. *J Oral Rehabil.* 2024;51(1):29-58.
24. Capatti R, Barboza M, Antunes A, Oliveira D, Seraidarian P. Viability of maxillary single crowns supported by 4-mm short implants: a finite element study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2020;35(3):e41-50.
25. Commisso MS, Martínez-Reina J, Mayo J. A study of the temporomandibular joint during bruxism. *Int J Oral Sci.* 2014;6(2):116-23.
26. Sagl B, Schmid-Schwab M, Piehslinger E, Kundi M, Stavness I. Effect of facet inclination and location on TMJ loading during bruxism: An in-silico study. *J Adv Res.* 2022;35:25-32.
27. Sagl B, Schmid-Schwab M, Piehslinger E, Rausch-Fan X, Stavness I. The effect of tooth cusp morphology and grinding direction on TMJ loading during bruxism. *Front Physiol.*

- 2022;13:964930.
28. Koriath TWP, Romilly DP, Hannam AG. Three-dimensional finite element stress analysis of the dentate human mandible. *Am J Phys Anthropol.* 1992;88(1):69-96.
  29. Annusavice KJ, Phillips RW, Shen C, Rawls HR. Phillips' science of dental materials. 13th ed. St. Louis, Missouri: Elsevier/Saunders; 2021. 571 p.
  30. Fedorov A, Beichel R, Kalpathy-Cramer J, Finet J, Fillion-Robin JC, Pujol S, et al. 3D Slicer as an image computing platform for the Quantitative Imaging Network. *Magn Reson Imaging.* 2012;30(9):1323-41.
  31. De Oliveira BF, Seraidarian PI, De Oliveira SG, Landre J, Pithon MM, Oliveira DD. Tooth displacement in shortened dental arches: A three-dimensional finite element study. *J Prosthet Dent.* 2014;111(6):460-5.
  32. Li H, Zhou ZR. Wear behaviour of human teeth in dry and artificial saliva conditions. *Wear.* 2002;249(10-11):980-984.
  33. Gomes de Oliveira S, Seraidarian PI, Landre J, Oliveira DD, Cavalcanti BN. Tooth displacement due to occlusal contacts: A three-dimensional finite element study. *J Oral Rehabil.* 2006;33(12):874-80.
  34. Koriath TWP, Hannam AG. Deformation of the human mandible during simulated tooth clenching. *J Dent Res.* 1994;73:56-66.
  35. Ortún-Terrazas J, Cegoñino J, Pérez del Palomar A. In silico study of cuspid' periodontal ligament damage under parafunctional and traumatic conditions of whole-mouth occlusions. A patient-specific evaluation. *Comput Methods Programs Biomed.* 2020;184:105107.
  36. Sagl B, Schmid-Schwab M, Piehslinger E, Kundi M, Stavness I. A Dynamic Jaw Model With a Finite-Element Temporomandibular Joint. *Front Physiol.* 2019;10:1156.
  37. Mann AW, Pankey LD. Oral rehabilitation Part I. Use of the P-M instrument in treatment

- planning and in restoring the lower posterior teeth. *J Prosthet Dent.* 1960;10(1):135-50.
38. Geering AH. Occlusal interferences and functional disturbances of the masticatory system. *J Clin Periodontol.* 1974;1(2):112-9.
39. Rafferty KL, Herring SW, Marshall CD. Biomechanics of the rostrum and the role of facial sutures. *J Morphol.* 2003;257(1):33-44.
40. Rassouli NM, Christensen L V. Experimental occlusal interferences. Part III. Mandibular rotations induced by a rigid interference. *J Oral Rehabil.* 1995;22(10):781-9.
41. Yang HS, Lang LA, Felton DA. Finite element stress analysis of splinting in fixed partial dentures. *J Prosthet Dent.* 1999;81(6):721–728.
42. Holmes DC, Diaz-Arnold AM, Leary JM. Influence of post dimension on stress distribution in dentin. *J Prosthet Dent.* 1996;75(2):140–147.

## TABELAS

**Tabela 1** Valores do módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson para cada estrutura anatômica

<b>Estrutura Anatômica</b>	<b>Módulo de Elasticidade (GPa)</b>	<b>Coefficiente de Poisson</b>
<b>Osso cortical <sup>a</sup></b>	13.7	0.3
<b>Osso medular <sup>a</sup></b>	1.37	0.3
<b>Esmalte <sup>a</sup></b>	84.1	0.2
<b>Dentina <sup>a</sup></b>	18.4	0.31
<b>Ligamento periodontal <sup>b</sup></b>	0.05	0.49

Fonte: a: Yang, Lang e Felton<sup>41</sup>; b: Holmes, Diaz-Arnold e Leary<sup>42</sup>

**Tabela 2** Força aplicada nos respectivos músculos

<b>MUSCULATURA</b>	<b>Força (N)</b>	<b>% de força</b>	
		<b>Direito</b>	<b>Esquerdo</b>
Masseter Superficial	190,40	1,00	1,00
Masseter Profundo	81,60	1,00	1,00
Pterigoideo Medial	174,80	0,76	0,76
Temporal Anterior	158,00	0,98	0,98
Temporal Médio	95,60	0,96	0,96
Temporal Posterior	75,60	0,94	0,94

	<b>Força (N)</b>	<b>Força (N)</b>	
		<b>Direito</b>	<b>Esquerdo</b>
Masseter Superficial	190.4	190,4	190,4
Masseter Profundo	81.6	81,6	81,6
Pterigoideo Medial	174.8	132,848	132,848
Temporal Anterior	158.0	154,84	154,84
Temporal Médio	95.6	91,776	91,776
Temporal Posterior	75.6	71,064	71,064

Fonte: Koriath e Hannam<sup>34</sup>

**LISTA DE FIGURAS**

Figura 1. Diferenciação entre osso cortical e medular e alvéolos dos dentes na mandíbula e na maxila em arquivo stl

Figura 2. Modelo de Elemento Finito de maxila e mandíbula elaborado pelo software HyperMesh (Altair Engineering Inc - EUA)

Figura 3. Elementos rígidos do tipo RBE2 no limite superior da maxila evidenciados na coloração verde

Figura 4. Esquema de contatos oclusais do lado direito

Figura 5. Esquema de contatos oclusais do lado esquerdo

Figura 6. Esquema de contatos interproximais

Figura 7. Vetores representativos das forças aplicadas aos músculos no modelo

Figura 8. Tensões nas estruturas ósseas e nos dentes. Vista dos lados direito e esquerdo, anterior e posterior (N/mm<sup>2</sup>)– Caso 1

Figura 9. Tensões nas estruturas ósseas e nos dentes. Vista dos lados direito e esquerdo, anterior e posterior (N/mm<sup>2</sup>)– Caso 2

Figura 10. Tensões nas estruturas ósseas e nos dentes. Vista dos lados direito e esquerdo, anterior e posterior (N/mm<sup>2</sup>)– Caso 3

Figura 11. Tensões nas estruturas ósseas e nos dentes. Vista dos lados direito e esquerdo, anterior e posterior (N/mm<sup>2</sup>)– Caso 4

Figura 12. Tensões nas estruturas ósseas e nos dentes. Vista dos lados direito e esquerdo, anterior e posterior (N/mm<sup>2</sup>)– Caso 5

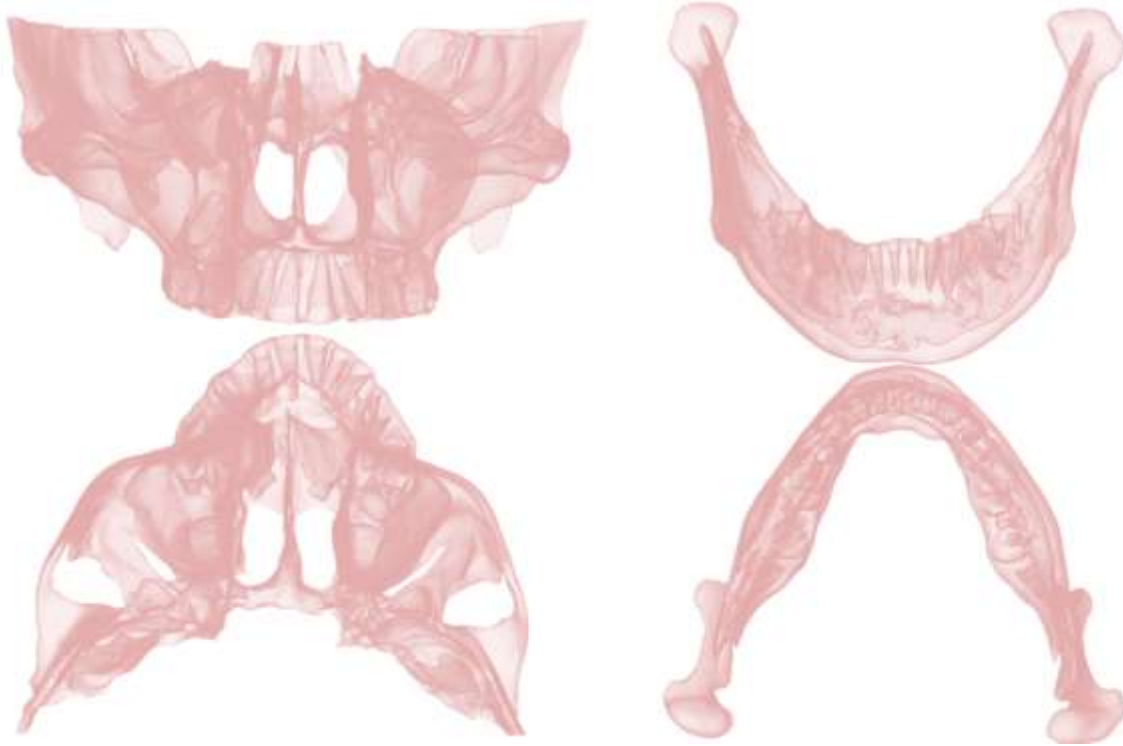
Figura 13. Tensões nas estruturas ósseas e nos dentes. Vista dos lados direito e esquerdo, anterior e posterior (N/mm<sup>2</sup>)– Caso 6

Figura 14. Tensões nas estruturas ósseas e nos dentes. Vista dos lados direito e esquerdo, anterior e posterior (N/mm<sup>2</sup>)– Caso 7

Figura 15. Tensões nas estruturas ósseas e nos dentes. Vista dos lados direito e esquerdo, anterior e posterior (N/mm<sup>2</sup>)– Caso 8

Figura 16. Tensões nas estruturas ósseas e nos dentes. Vista dos lados direito e esquerdo, anterior e posterior (N/mm<sup>2</sup>)– Caso 9

Figura 17. Tensões nas estruturas ósseas e nos dentes. Vista dos lados direito e esquerdo, anterior e posterior (N/mm<sup>2</sup>)– Caso 10

**FIGURAS**

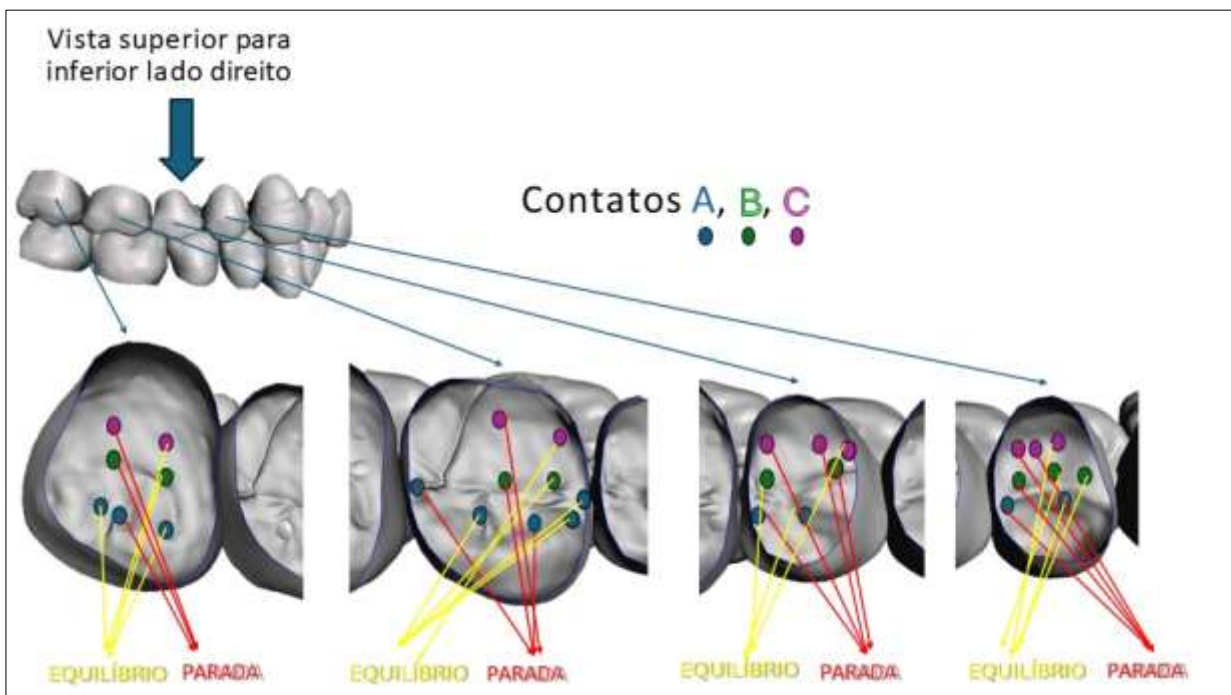
**Figura 1.** Diferenciação entre o osso cortical, medular e os alvéolos dentários na mandíbula e na maxila em arquivo *STL*



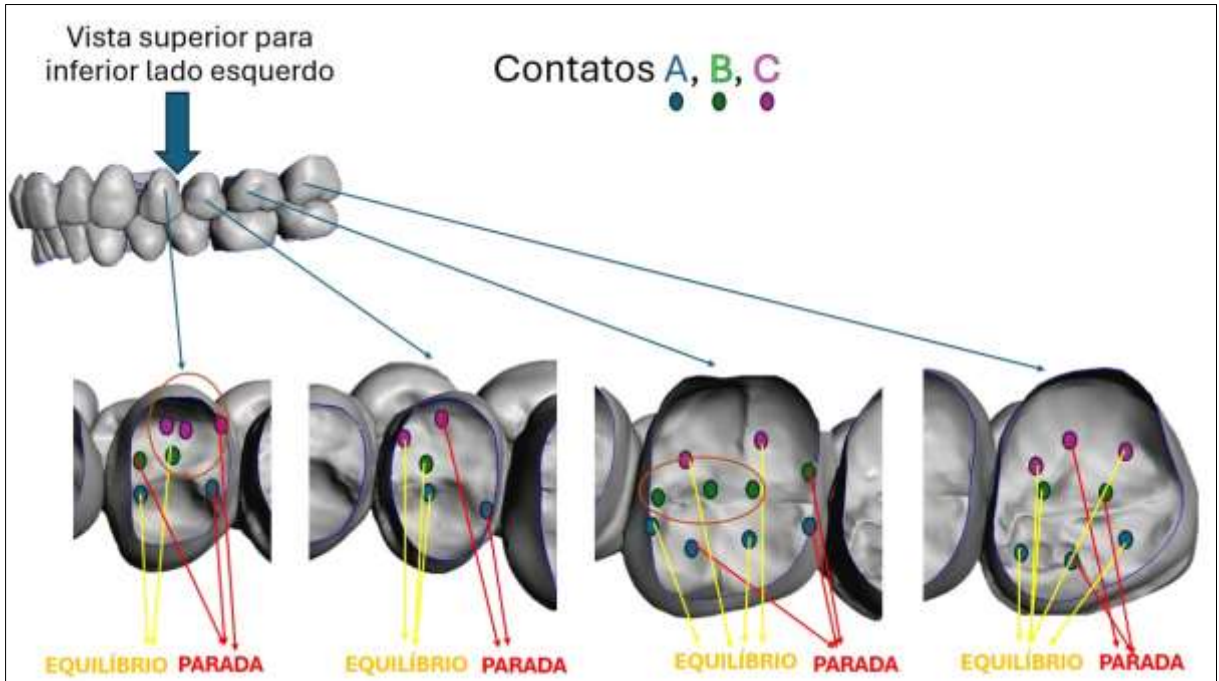
**Figura 2.** Modelo de Elemento Finito de maxila e mandíbula elaborado por meio do software HyperMesh (Altair Engineering Inc. - EUA)



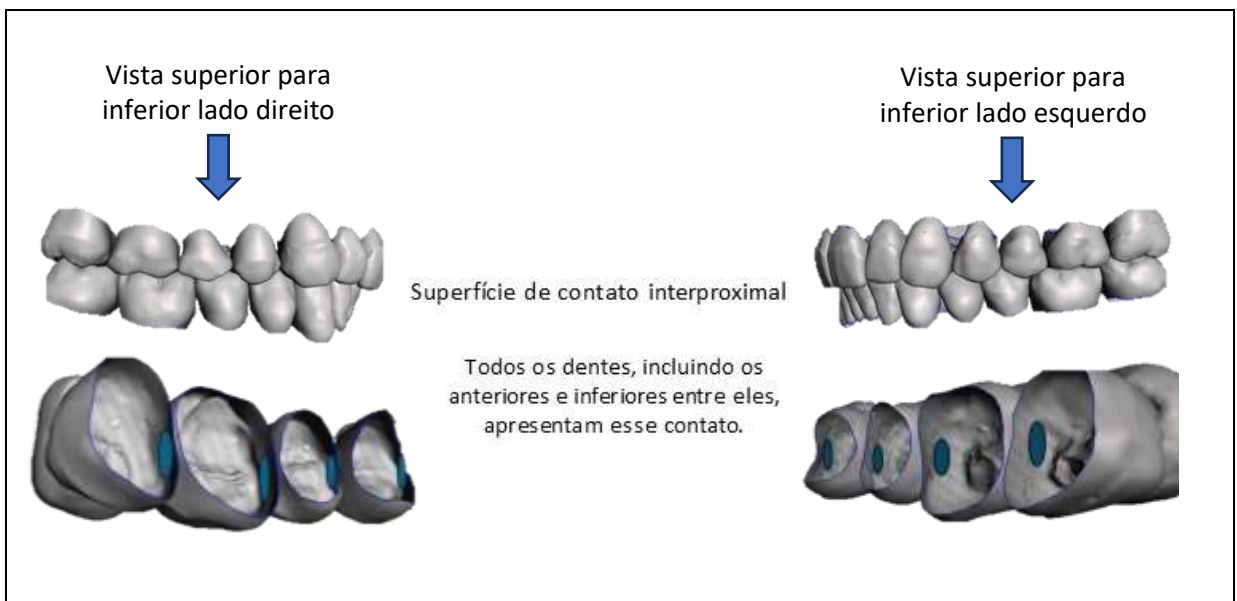
**Figura 3.** Elementos rígidos tipo RBE2 na porção superior da maxila, evidenciados na cor verde



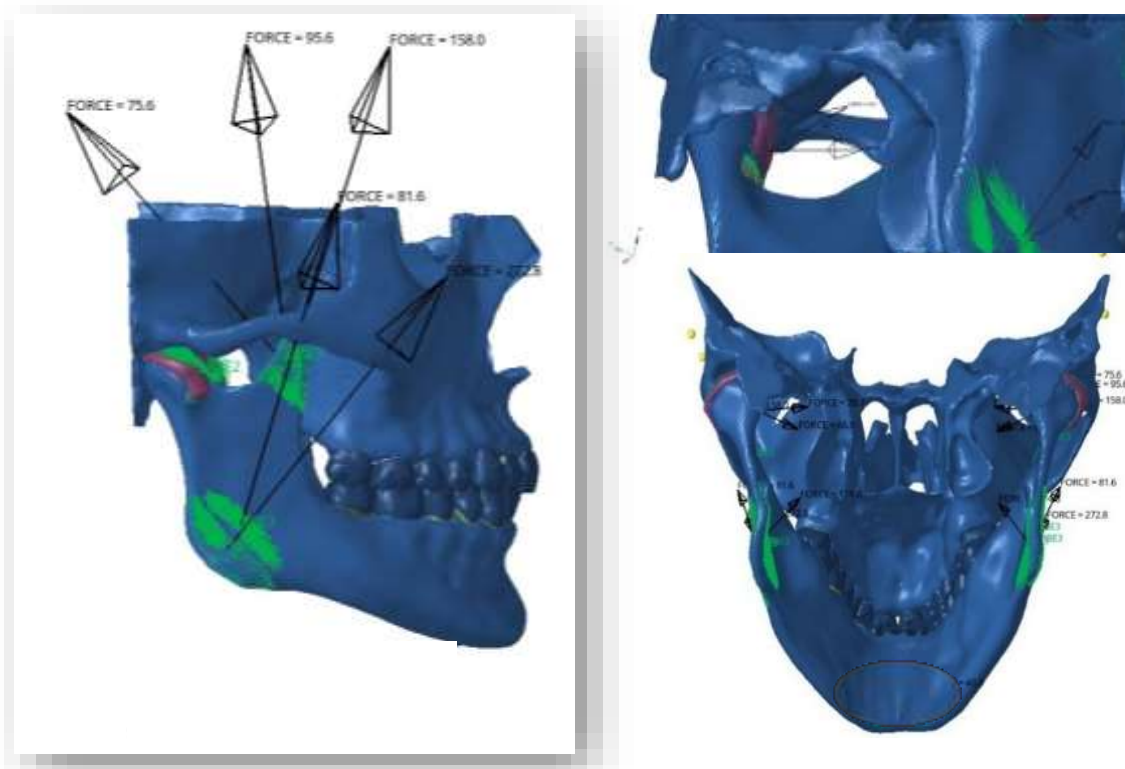
**Figura 4.** Esquema de contatos oclusais do lado direito



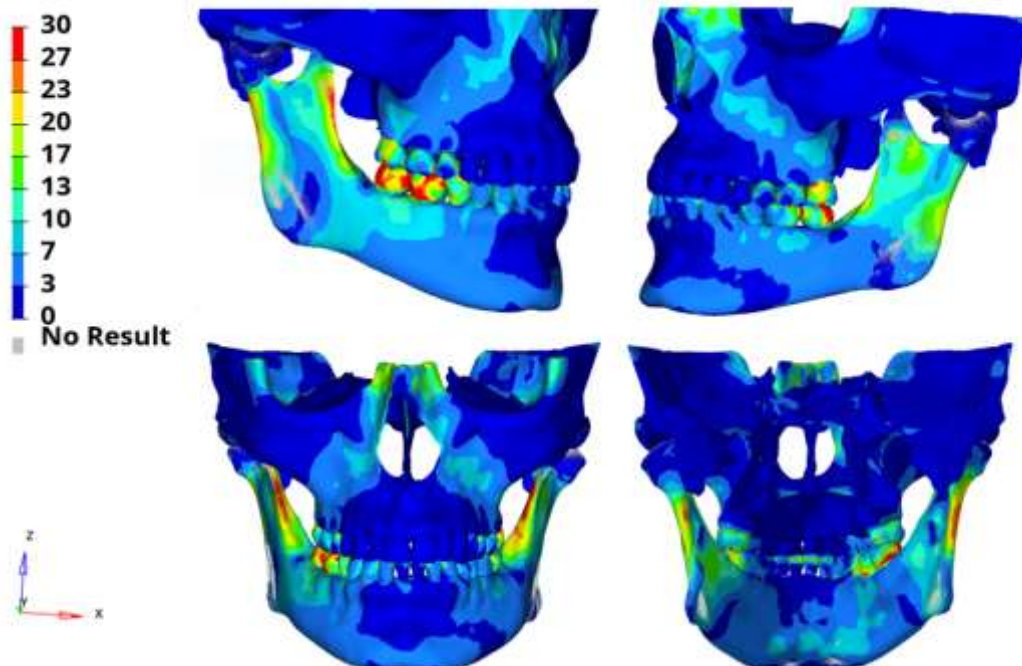
**Figura 5.** Esquema de contatos oclusais do lado esquerdo



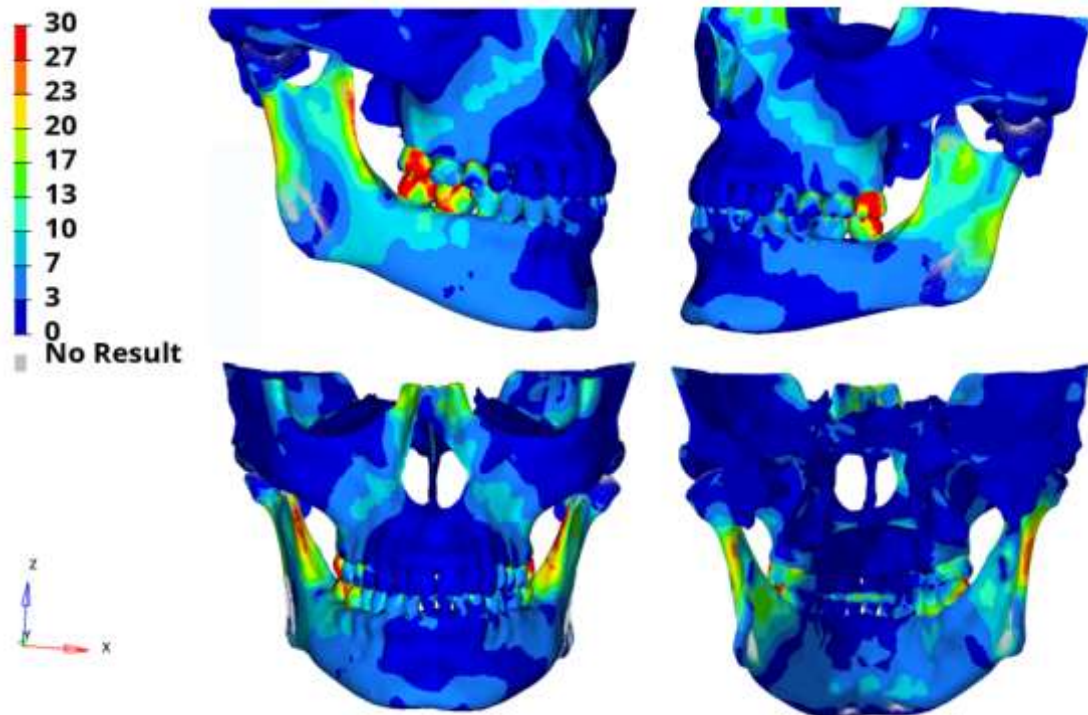
**Figura 6.** Esquema de contatos interproximais



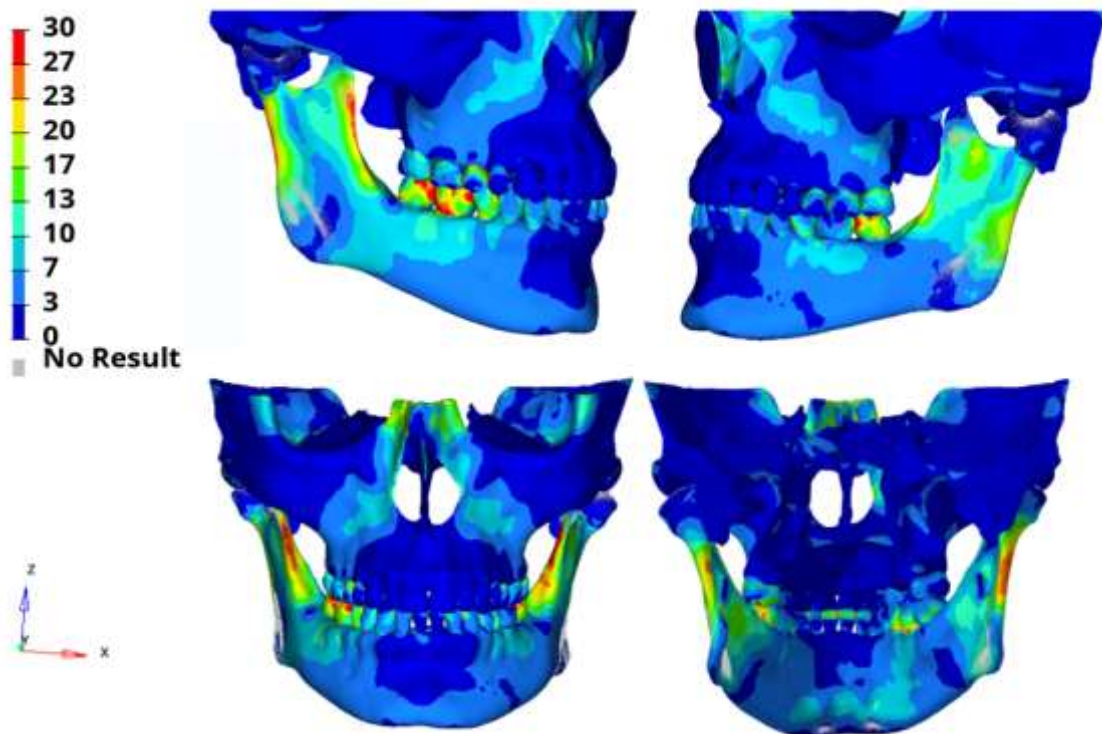
**Figura 7.** Vetores representativos das forças aplicadas aos músculos no modelo



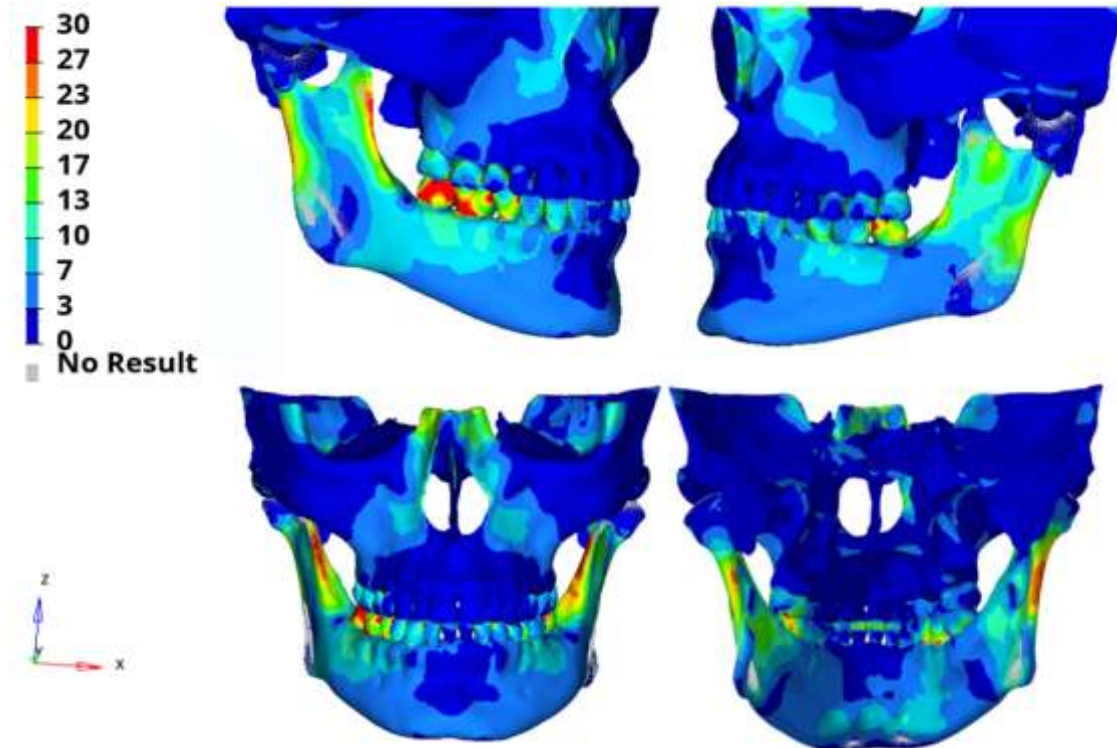
**Figura 8.** Tensões nas estruturas ósseas e nos dentes. Vista dos lados direito e esquerdo, anterior e posterior ( $\text{N/mm}^2$ ) – Caso 1



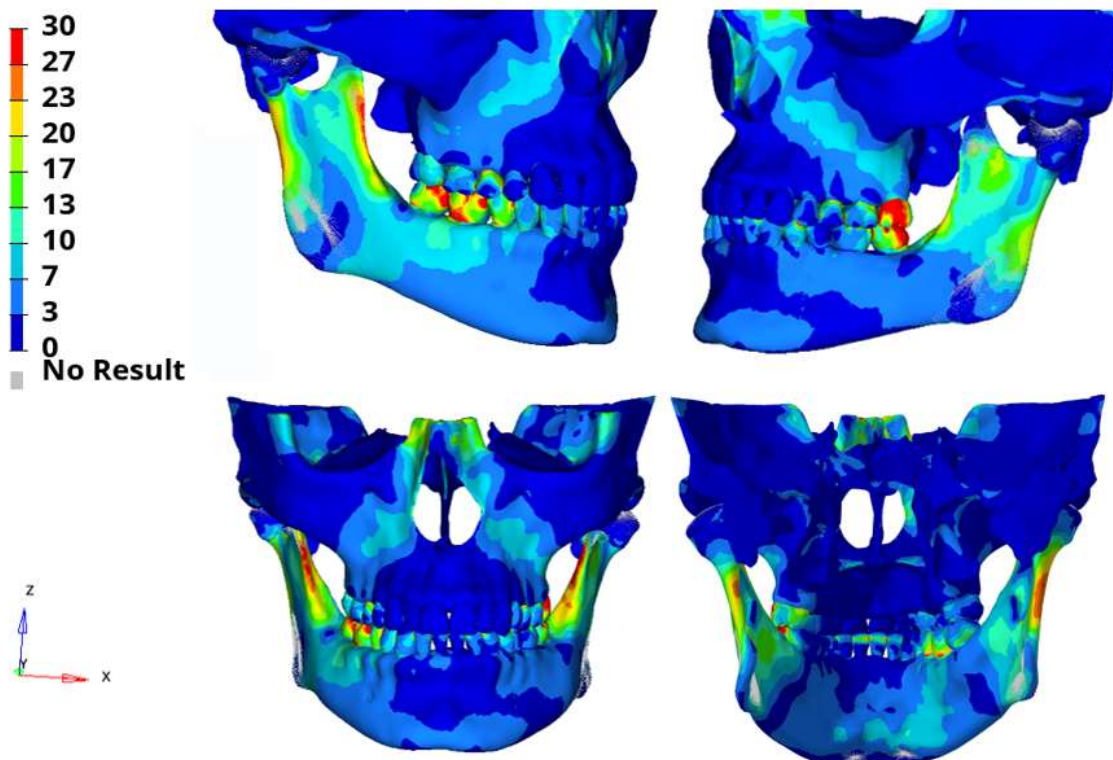
**Figura 9.** Tensões nas estruturas ósseas e nos dentes. Vista dos lados direito e esquerdo, anterior e posterior ( $\text{N/mm}^2$ ) – Caso 2



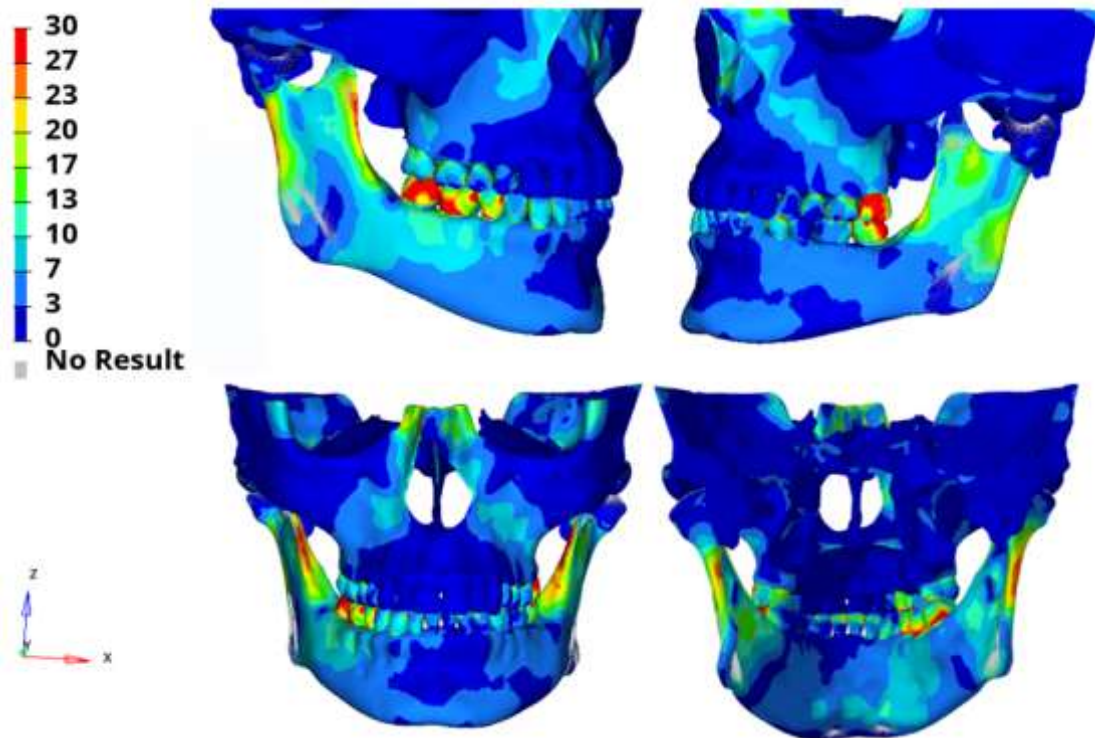
**Figura 10.** Tensões nas estruturas ósseas e nos dentes. Vista dos lados direito e esquerdo, anterior e posterior ( $\text{N/mm}^2$ ) – Caso 3



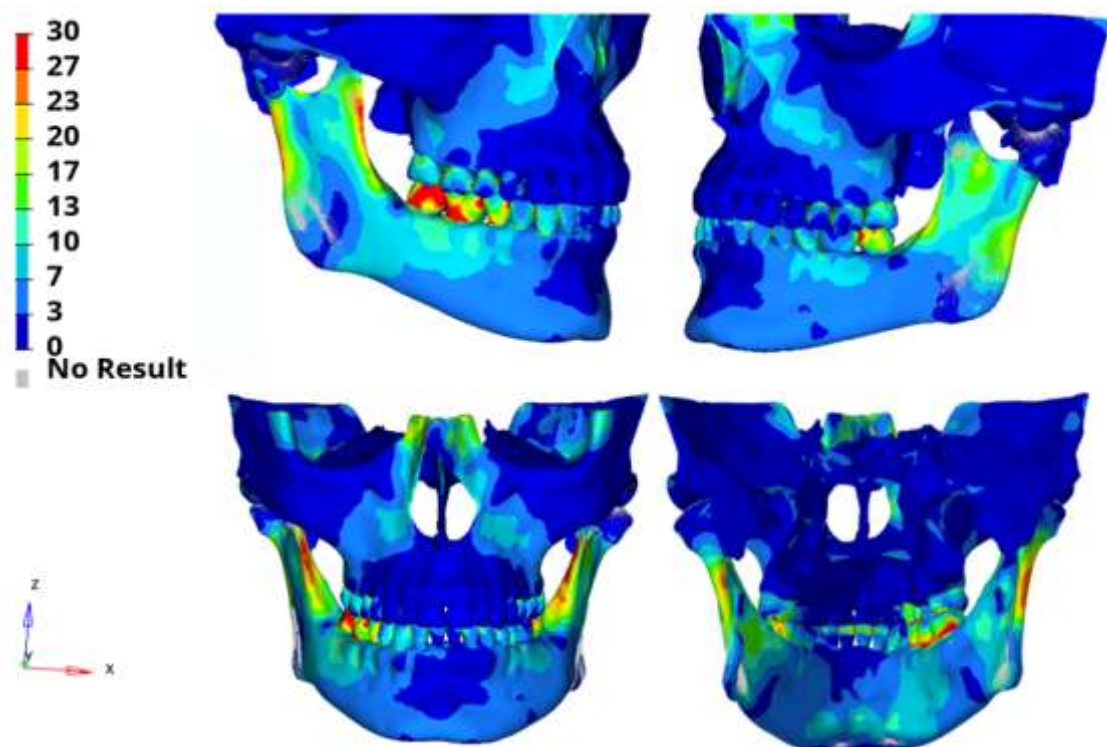
**Figura 11.** Tensões nas estruturas ósseas e nos dentes. Vista dos lados direito e esquerdo, anterior e posterior (N/mm<sup>2</sup>) – Caso 4



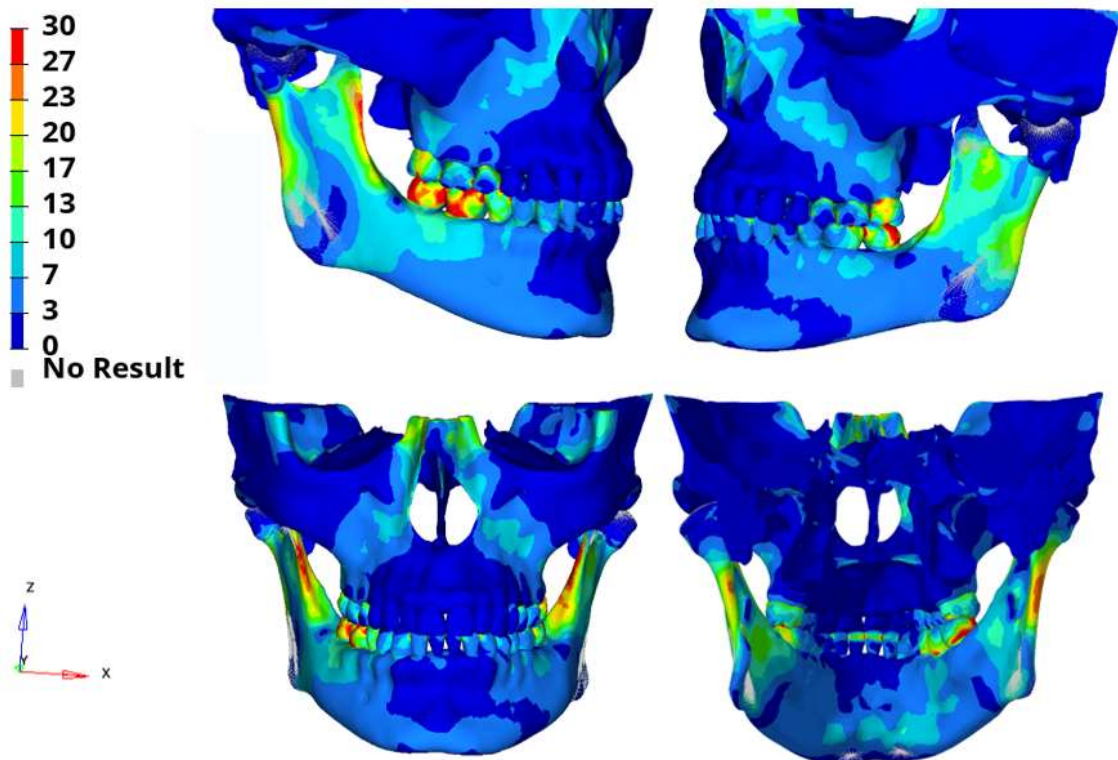
**Figura 12.** Tensões nas estruturas ósseas e nos dentes. Vista dos lados direito e esquerdo, anterior e posterior (N/mm<sup>2</sup>) – Caso 5



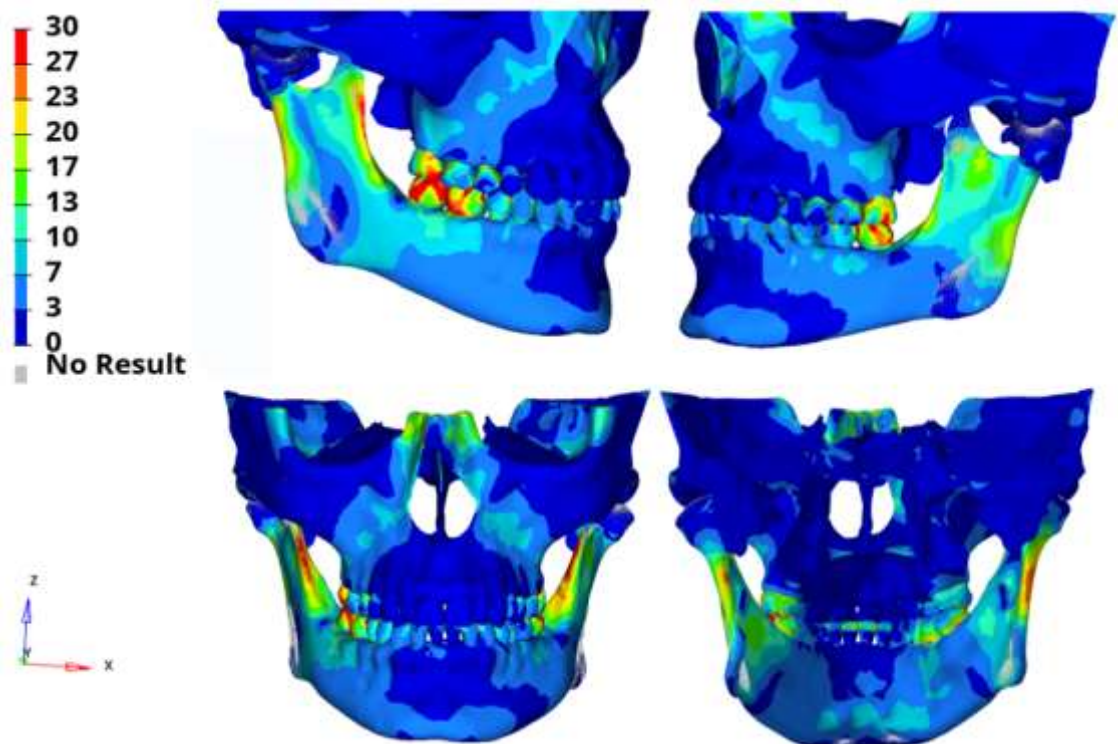
**Figura 13.** Tensões nas estruturas ósseas e nos dentes. Vista dos lados direito e esquerdo, anterior e posterior (N/mm<sup>2</sup>) – Caso 6



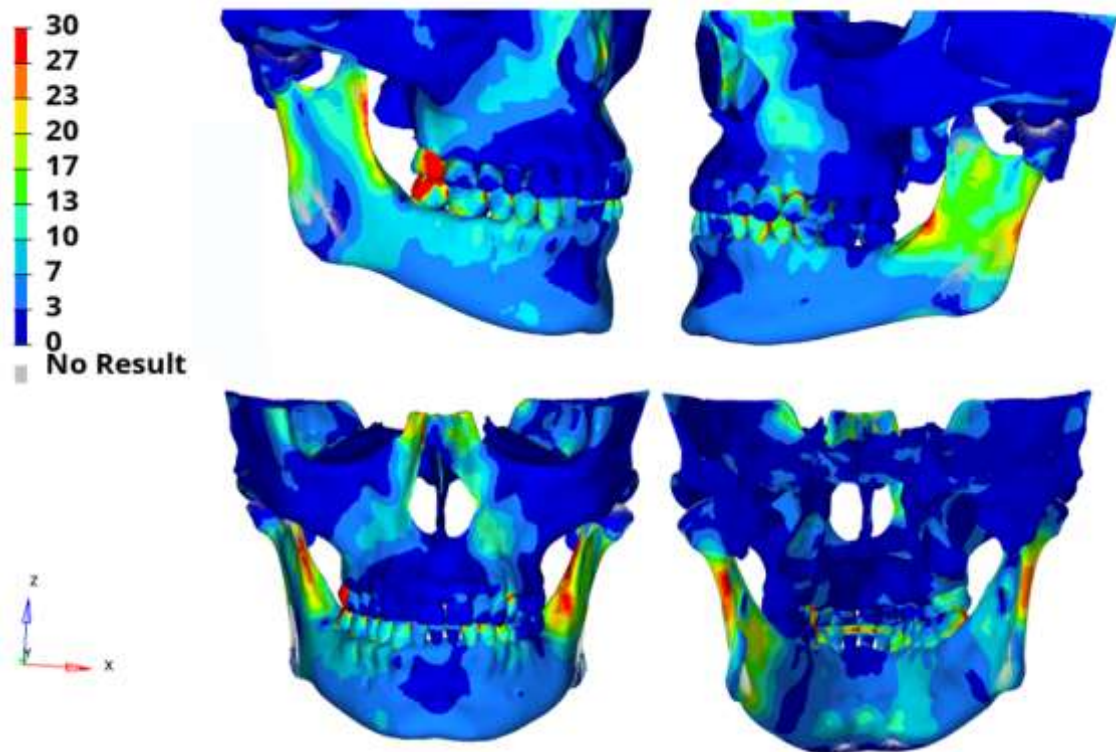
**Figura 14.** Tensões nas estruturas ósseas e nos dentes. Vista dos lados direito e esquerdo, anterior e posterior (N/mm<sup>2</sup>) – Caso 7



**Figura 15.** Tensões nas estruturas ósseas e nos dentes. Vista dos lados direito e esquerdo, anterior e posterior (N/mm<sup>2</sup>) – Caso 8



**Figura 16.** Tensões nas estruturas ósseas e nos dentes. Vista dos lados direito e esquerdo, anterior e posterior (N/mm<sup>2</sup>) – Caso 9



**Figura 17.** Tensões nas estruturas ósseas e nos dentes. Vista dos lados direito e esquerdo, anterior e posterior (N/mm<sup>2</sup>) – Caso 10

#### 4 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Ao final deste estudo, fica clara a relevância da Análise de Elementos Finitos por possibilitar avaliar, de forma muito confiável, as alterações que podem ocorrer no ser humano frente às cargas geradas pelo bruxismo tônico, em diferentes padrões de oclusão dentária, o que seria impossível de ser observado *in vivo*. O método em questão é amplamente empregado em diversos setores científicos, mas deseja-se enfatizar a relevância desta metodologia em pesquisas envolvendo seres humanos, assim como divulgar os importantes achados do presente estudo.

## REFERÊNCIAS

AL-SUKHUN, J.; KELLEWAY, J. Biomechanics of the mandible: Part II. Development of a 3-Dimensional Finite Element model to study mandibular functional deformation in subjects treated with dental implants. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, v. 22, n. 3, p. 455-466, May 2007.

ANNUSAVICE, K. J. Mechanical properties of dental materials. *In*: ANNUSAVICE, K. J. **Science of dental materials**. 13. ed. Maryland Heights: Sanchez, 2021. Cap. 4, p. 26-41.

BADER, G.; LAVIGNE, G.. Sleep bruxism; an overview of an oromandibular sleep movement disorder. Review Article. **Sleep Medicine Reviews**, v. 4, n. 1, p. 27-43, Feb. 2000.

CAPATTI, R. *et al.* Viability of maxillary single crowns supported by 4-mm short implants: a finite element study. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, v. 35, n. 3, p. e41–e50, May 2020.

COMMISSO, M. S.; MARTÍNEZ-REINA, J.; MAYO, J. A study of the temporomandibular joint during bruxism. **International Journal of Oral Science**, v. 6, n. 2, p. 116-123, 2014.

DE BAAT, C. *et al.* Medications and addictive substances potentially inducing or attenuating sleep bruxism and/or awake bruxism. **Journal of Oral Rehabilitation**, v. 48, n. 3, p. 343-354, Mar. 2021.

DIAS, C. C. B. **Flexão mandibular: uma revisão da literatura**. 2013. 36F. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Odontologia) – Faculdade de Odontologia, Universidade Federal de Minas Gerais. Belo Horizonte.

EBADIAN, A. *et al.* Rada problems for some classes of analytic functions associated with Legendre polynomials of odd degree. **Journal of Inequalities and Applications**, v. 2020, n. 178, 2020.

FINNEY, W. F. *et al.* Ultrastructural elastic deformation of cortical bone tissue probed by NIR Raman spectroscopy. *In*: **Biomedical vibrational spectroscopy and biohazard detection technologies**. Califórnia: SPIE; 2004. p. 233.

GRANKE, M. *et al.* Microfibril orientation dominates the microelastic properties of human bone tissue at the lamellar length scale. **PLoS ONE**, v. 8, n. 3, p. e58043, Mar. 2013.

HAMED, E. *et al.* Elastic moduli of untreated, demineralized and deproteinized cortical bone: Validation of a theoretical model of bone as an interpenetrating composite material. **Acta Biomaterialia**, v. 8, n. 3, p. 1080-1092, Mar. 2012.

KATO, T. *et al.* Understanding the pathophysiology of sleep bruxism based on human and animal studies: A narrative review. **Journal of Oral Biosciences**

**Japanese Association for Oral Biology**, v. 65, n. 2, p. 156-162, June 2023.

KORIOTH T. W. P; HANNAM A.G. Deformation of the human mandible during simulated tooth clenching. **Journal of Dental Research**, v. 73, p. 56-66, Jan. 1994.

KORIOTH, T. W. P.; ROMILLY, D. P.; HANNAM, A. G. Three-dimensional finite element stress analysis of the dentate human mandible. **American Journal of Physical Anthropology**, v. 88, n. 1, p. 69-96, 1992.

KUANG, B. *et al.* Associations between signs of sleep bruxism and insomnia: A polysomnographic study. **Journal of Sleep Research**, v. 32, n. 4, p. e13827, Aug. 2023.

LOBBEZOO, F. *et al.* International consensus on the assessment of bruxism: Report of a work in progress. **Journal of Oral Rehabilitation**, v. 45, n. 11, p. 837-844, Nov. 2018.

LONDONO, J. *et al.* Mandibular flexure and its significance: an in vivo cone beam-computed tomography proof-of-concept study. **Journal of Clinical Medicine**, v. 12, n. 12, p. 4149, June 2023.

MANFREDINI, D. *et al.* Towards a Standardized Tool for the Assessment of Bruxism (STAB)—Overview and general remarks of a multidimensional bruxism evaluation system. **Journal of Oral Rehabilitation**, v. 47, n. 5, p. 549-556, May 2020.

MANFREDINI, D. *et al.* Standardised tool for the assessment of bruxism. **Journal of Oral Rehabilitation**, v. 51, n.1, p. 29-58, Jan. 2024.

MANFREDINI, D.; AHLBERG, J.; LOBBEZOO, F. Bruxism definition: Past, present, and future. What should a prosthodontist know? **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 128, n. 5, p. 905-912, Nov. 2022.

NUKAZAWA, S.; YOSHIMI, H.; SATO, S. Autonomic nervous activities associated with bruxism events during sleep. **Cranio - Journal of Craniomandibular Practice**, v. 36, n. 2, p. 106-112, Mar. 2018.

OKESON, J. P. **Management of temporomandibular disorders and occlusion**. 8th ed. St. Louis: Elsevier, 2019.

OFTADEH, R. *et al.* Biomechanics and mechanobiology of trabecular bone: a review. **Journal of Biomechanical Engineering**, v. 137, n. 1, p. 01080215, Jan. 2015.

POPESCU, A. M. *et al.* Oral clinical and radiological signs of excessive occlusal forces in bruxism. **Diagnostics**, v. 15, n. 6, p. 702, Mar. 2025.

REILLY D. T.; BURSTEIN, A. H.; FRANKEL, V. H. The elastic modulus for bone. **Journal of Biomechanics**, v. 7, n. 3, p. 271-275, May 1974.

SAGL, B. *et al.* Effect of facet inclination and location on TMJ loading during bruxism: An in-silico study. **Journal of Advanced Research**, v. 35, p. 25-32, Jan. 2022a.

SAGL, B. *et al.* The effect of tooth cusp morphology and grinding direction on TMJ loading during bruxism. **Frontiers in Physiology**, v. 13, p. 964930, Sept. 2022b.

SMARDZ, J. *et al.* A polysomnographic study on the relationship between sleep bruxism intensity and sleep quality. **Cranio - Journal of Craniomandibular Practice**, v. 40, n. 2, p. 107-112, 2022.

TORO-IBACACHE, V.; O'HIGGINS, P. The effect of varying jaw-elevator muscle forces on a finite element model of a human cranium. **Anatomical Record**, v. 299, n. 7, p. 828-839, July 2016.

VERCHER-MARTÍNEZ, A. *et al.* Explicit expressions for the estimation of the elastic constants of lamellar bone as a function of the volumetric mineral content using a multi-scale approach. **Biomechanics and Modelling in Mechanobiology**, v. 17, n. 2, p. 449-464, Apr. 2018.

VERHOEFF, M. C. *et al.* Updating the Bruxism Definitions. Report of an International Consensus Meeting - 2025. **Journal of Oral Rehabilitation**, v. 52, p. 1335-1342, May 2025.

WEICKENMEIER, J. *et al.* Experimental and numerical characterization of the mechanical masseter muscle response during biting. **Journal of Biomechanical Engineering**, v. 139, n. 12, Dec. 2017.

WIECHENS, B. *et al.* Time of day-dependent deviations in dynamic and static occlusion: A prospective clinical study. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 131, n. 1, p. 123-131, July 2024.

WIECZOREK, T. *et al.* Sleep structure in sleep bruxism: A polysomnographic study including bruxism activity phenotypes across sleep stages. **Journal of Sleep Research**, v. 29, n. 6, p. e.13028, Dec. 2020.

YANG, P. F. *et al.* Deformation regimes of collagen fibrils in cortical bone revealed by in situ morphology and elastic modulus observations under mechanical loading. **Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials**, v. 79, p. 115-121, Mar. 2018.

ZIELIŃSKI, G.; PAJAŁ, A.; WÓJCICKI, M. Global prevalence of sleep bruxism and awake bruxism in pediatric and adult populations: a systematic review and meta-analysis. **Journal of Clinical Medicine**, v. 13, n. 14, p. 4259, July 2024.