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

Bruno Franco de Oliveira

ESTUDO DAS CARGAS TRANSMITIDAS AOS DENTES E ATM DECORRENTES DE DIFERENTES CENÁRIOS DE CONTATOS OCLUSAIS, EM BRUXISMO TÔNICO, PELA ANÁLISE DE ELEMENTOS FINITOS

Belo Horizonte
2026

Bruno Franco de Oliveira

ESTUDO DAS CARGAS TRANSMITIDAS AOS DENTES E ATM DECORRENTES DE DIFERENTES CENÁRIOS DE CONTATOS OCLUSAIS, EM BRUXISMO TÔNICO, PELA ANÁLISE DE ELEMENTOS FINITOS

Tese de Doutorado apresentado ao Programa de Pós-graduação em Odontologia da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, como requisito parcial para a obtenção do título de Doutor em Odontologia, Área de Concentração: Clínicas Odontológicas.

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

Orientador: Prof. Dr. Paulo Isaías Seraidarian

Belo Horizonte
2026

FICHA CATALOGRÁFICA
Elaborada pela Biblioteca da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais

Oliveira, Bruno Franco de
O48e Estudo das cargas transmitidas aos dentes e ATM decorrentes de diferentes cenários de contatos oclusais, em bruxismo tônico, pela análise de elementos finitos / Bruno Franco de Oliveira. Belo Horizonte, 2026.
121 f. : il.

Orientador: Paulo Isaías Seraidarian

Tese (Doutorado) - Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais. Programa de Pós-Graduação em Odontologia

1. Análise de elementos finitos. 2. Bruxismo. 3. Métodos de simulação. 4. Oclusão dentária. 5. Articulação temporomandibular. 6. Imageamento tridimensional. 7. Força muscular. I. Seraidarian, Paulo Isaías. II. Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais. Programa de Pós-Graduação em Odontologia. III. Título.

SIB PUC MINAS

CDU: 616.314-089.843
Ficha catalográfica elaborada por Fabiana Marques de Souza e Silva - CRB 6/2086

Bruno Franco de Oliveira

ESTUDO DAS CARGAS TRANSMITIDAS AOS DENTES E ATM DECORRENTES DE DIFERENTES CENÁRIOS DE CONTATOS OCLUSAIS, EM BRUXISMO TÔNICO, PELA ANÁLISE DE ELEMENTOS FINITOS

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

COMPOSIÇÃO DA BANCA EXAMINADORA:

1- Prof. Dr. Frederico Santos Lages - UFMG
2- Profa. Dra. Maria Letícia de Barros Massahud– FSLM
3- Prof. Dr. Vinícius de Magalhães Barros – PUC Minas
4- Prof. Dr. Dauro Douglas Oliveira – PUC Minas
5- Prof. Dr. Paulo Isaias Seraidarian – PUC Minas

DATA DA APRESENTAÇÃO E DEFESA: 20 de fevereiro de 2026

A tese, nesta identificada, foi aprovada pela Banca Examinadora

Prof. Dr. Paulo Isaias Seraidarian
Orientador

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

AGRADECIMENTOS

A conclusão desta tese representa não apenas o fim de uma etapa acadêmica, mas também a realização de um percurso repleto de desafios, aprendizados e conquistas, que não teria sido possível sem o apoio e a colaboração de muitas pessoas, às quais sou profundamente grato.

Agradeço, primeiramente, ao meu orientador, Prof. Dr. Paulo Isaias Seraidarian, por sua orientação firme, generosa e inspiradora ao longo de toda esta jornada. Sua dedicação, conhecimento e compromisso com a excelência acadêmica foram fundamentais para a construção deste trabalho.

Ao Prof. Dr. Jánes Landre Junior, e a todos os colegas de pesquisa e técnicos, deixo meu sincero agradecimento pela parceria, apoio técnico e troca constante de ideias. Cada conversa, colaboração e desafio enfrentado em conjunto contribuíram imensamente para o desenvolvimento desta tese.

Aos professores e pesquisadores do Programa de Pós-graduação, agradeço pelas contribuições valiosas durante disciplinas, bancas e discussões, que enriqueceram significativamente minha formação.

À minha família, especialmente meus pais Sérgio e Myrian, minha esposa Glaucia, meus filhos Letícia e Eduardo, agradeço pelo amor incondicional, pela paciência nas ausências e pelo incentivo permanente, mesmo nos momentos mais difíceis. Vocês são a base de tudo.

Agradeço de forma especial, ao Juliano Santos Da Côrte, cuja colaboração foi fundamental na etapa inicial da construção do modelo utilizado neste trabalho. Sua disponibilidade, conhecimento técnico e apoio durante a definição da geometria e a organização das estruturas foram essenciais para o desenvolvimento desta etapa.

Aos meus amigos e colegas de doutorado, que compartilharam angústias, alegrias e muitas madrugadas de trabalho, meu muito obrigado. A cumplicidade construída ao longo dos anos tornou este caminho mais leve e significativo.

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

A todos que, de alguma forma, contribuíram para esta conquista, meu sincero e eterno agradecimento.

“Todo modelo é uma aproximação; todo avanço nasce do reconhecimento de seus limites.”

RESUMO

O objetivo deste estudo foi avaliar, por meio da técnica de Análise por Elementos Finitos (AEF), os efeitos das cargas geradas pela simulação do bruxismo tônico sobre os dentes e as articulações temporomandibulares. Utilizou-se um modelo, como base para o estudo, com o padrão de equilíbrio oclusal, sendo comparado a cenários simulados de desequilíbrio, com alterações nos contatos oclusais. O modelo tridimensional foi desenvolvido a partir de uma tomografia computadorizada de mandíbula e maxila com representação dos 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 simuladas por vetores nos locais anatômicos correspondentes aos músculos masseter, temporal, pterigoideo medial, pterigoideo lateral e digástrico, reproduzindo a atividade do bruxismo tônico. Os resultados demonstraram que as cargas decorrentes do bruxismo geram tensões significativas nos dentes e nas articulações temporomandibulares, mesmo em condições de oclusão equilibrada. Os dentes foram as estruturas mais sobrecarregadas, seguidos pela articulação. A ausência de equilíbrio oclusal acentuou as tensões nos dentes, enquanto interferências oclusais intensificaram tensões localizadas em todas as estruturas analisadas. Os achados permitiram identificar as regiões mais afetadas e contribuem para uma melhor compreensão da distribuição de cargas associadas ao bruxismo tônico.

Palavras-chave: Bruxismo. Oclusão dentária. Análise de Elementos Finitos. Articulação temporomandibular.

ABSTRACT

The objective of this study was to evaluate, by means of Finite Element Analysis (FEA), the effects of loads generated by the simulation of tonic bruxism on the teeth and temporomandibular joints. A model with a balanced occlusal pattern was used as the baseline and compared with simulated imbalance scenarios involving alterations in occlusal contacts. The three-dimensional model was developed from a computed tomography scan of the mandible and maxilla, including representation of hard and soft tissues (cortical and cancellous bone, articular disc, enamel, dentin, pulp, and periodontal ligament), with their respective elastic moduli and Poisson's ratios assigned. The applied forces were simulated using vectors at anatomical locations corresponding to the masseter, temporalis, medial pterygoid, lateral pterygoid, and digastric muscles, reproducing tonic bruxism activity. The results demonstrated that bruxism-related loads generate significant stresses in the teeth and temporomandibular joints, even under conditions of balanced occlusion. The teeth were the most overloaded structures, followed by the joint. The absence of occlusal balance increased stresses in the teeth, whereas occlusal interferences intensified localized stresses across all analyzed structures. These findings allowed identification of the most affected regions and contribute to a better understanding of load distribution associated with tonic bruxism.

Keywords: Bruxism. Dental occlusion. Finite Element Analysis. Temporomandibular joint

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Tomografia computadorizada da face vistas nos planos coronal, sagital, axial e reconstrução tridimensional (3D).....40
Figura 2: Reconstrução tridimensional de tomografia computadorizada da maxila e mandíbula após conversão em STL. Discos e esmalte evidenciados em dourado...40
Figura 3: Evidenciado na cor dourada o desenho do disco articular visualizado em arquivo STL.....41
Figura 4: Divisão entre osso cortical e medular e alvéolos dos dentes na mandíbula em arquivo STL.....42
Figura 5: Limites anatômicos dos dentes e alvéolos: (a) desenhos dos dentes superiores e inferiores, (b) mandíbula com seus respectivos dentes, disco articular e dentes superiores destacando-se a separação de esmalte com a dentina, (c) mandíbula com seus respectivos alvéolos.....43
Figura 6: Limites anatômicos de esmalte (destacado na cor dourada), dentina e polpa (a) arcada superior (b) arcada inferior.....44
Figura 7: Modelo de Elemento Finito de maxila e mandíbula elaborado pelo software HyperMesh (Altair Engineering Inc - EUA).....45
Figura 8: Elemento do tipo RBE2.....46
Figura 9: Elementos rígidos tipo RBE2 na maxila evidenciados na coloração roxa..46
Figura 10: Esquema de contatos oclusais lado direito.....47
Figura 11: Esquema de contatos oclusais lado esquerdo.....47
Figura 12: Contatos interproximais.....48
Figura 13: Restrição elástica nas ATM (a e b).....49
Figura 14: Elemento do tipo CTRIA3.....50
Figura 15: Elemento do tipo CTETRA4.....50
Figura 16: Ligamento periodontal evidenciado pela coloração bege.....51
Figura 17: Vetores de força representativos dos músculos aplicadas no modelo.....52
Figura 18: Calibragem do modelo.....54

LISTA DETABELAS

Tabela 1: Valores do módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson para cada estrutura anatômica.....51
Tabela 2: Força aplicada nos respectivos músculos.....53

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

%	Porcentagem
3D	Tridimensional
AEF	Análise de Elementos Finitos
ATM	Articulações Temporomandibulares
BS	Bruxismo do Sono
BV	Bruxismo em vigília
CFR-PEEK	Polieteretercetona reforçado com fibras de carbono
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
DTM	Disfunção Temporomandibular
GB	Gigabites
GHz	Gigahertz
Gpa	Gigapascal
N	Newton
NCI	National Cancer Institute
NREM	Sono não-REM
PEEK	Polieteretercetona
QIN	Quantitative Imaging Network
RBE2	Restriction Boundary Elements
REM	Rapid Eye Movements
SAHOS	Síndrome da Apneia e Hipopneia Obstrutiva do Sono
STL	Estereolitografia ou Standard Tessellation Language

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO 21

2 REFERENCIAL TEÓRICO 25

3 HIPÓTESES 35

4 OBJETIVOS 37
4.1 Objetivo geral 37
4.2 Objetivos específicos 37

5 MATERIAL E MÉTODOS 39
5.1 Confecção do modelo digital 39
5.2 Confecção do modelo de Elementos Finitos 44
5.3 Propriedades mecânicas dos materiais e condições de contorno 45
5.4 Aplicação de forças 52
5.5 Balanceamento do modelo 53
5.6 Simulações realizadas 54
5.7 Análises dos dados 55

6 ARTIGO CIENTÍFICO 1 57

7 ARTIGO CIENTÍFICO 2 81

8 CONSIDERAÇÕES FINAIS 107

REFERÊNCIAS 109

ANEXO A - Produção Intelectual durante o curso de Doutorado 117

1 INTRODUÇÃO

O bruxismo é definido como uma atividade repetitiva dos músculos mastigatórios caracterizada pelo apertamento, ranger dos dentes e/ou pela sustentação ou propulsão da mandíbula, que pode ocorrer tanto durante o sono quanto durante a vigília. Essa condição é considerada um comportamento motor — e não uma doença — e pode atuar como fator de risco, proteção ou neutro em relação a desordens associadas. (Verhoeff *et al*., 2025).

O bruxismo do sono (BS) é caracterizado por um aumento da atividade rítmica da musculatura mastigatória, independentemente da presença de contatos dentários, com prevalência estimada entre 8% e 31,4% na população. Já o bruxismo em vigília (BV) apresenta uma prevalência de 22,1% a 31% (Manfredini *et al*., 2013) O BS é definido como uma atividade da musculatura mastigatória que ocorre durante o sono e pode se manifestar de forma rítmica (fásica) ou não rítmica (tônica). O BV, por sua vez, é caracterizado pelo contato dentário repetitivo ou sustentado, bem como pela manutenção ou aplicação de força excessiva na mandíbula.

De acordo com Lobbezoo *et al*. (2018), o BS pode não ser uma desordem isolada, mas sim um sinal de uma possível disfunção do sono (Apneia obstrutiva do sono, microdespertares frequentes ou alterações na regulação do sistema nervoso central durante o sono). Além disso, sua fisiopatologia é predominantemente mediada por mecanismos centrais, sendo involuntária e não relacionada a fatores periféricos, por exemplo, dentes mal posicionados ou interferências oclusais.

A etiologia do bruxismo é complexa e multifatorial, englobando aspectos psicológicos, como ansiedade e estresse; fatores externos, resultantes do uso de substâncias psicoativas, incluindo medicamentos, álcool, tabaco, cafeína e drogas; além de fatores biológicos, que abrangem alterações nos neurotransmissores e distúrbios do sono, entre outros. O bruxismo também pode ser classificado em primário, quando não há uma causa aparente, ou secundário, que está associado a outras comorbidades, como a Síndrome da Apneia e Hipopneia Obstrutiva do Sono (SAHOS) (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).

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 osso alveolar (Popescu *et al.,* 2025). Estima-se que entre 85% e 90% da população manifestará algum grau de bruxismo ao longo da vida (Bader; Lavigne, 2000). Diante disso, diversos estudos têm sido conduzidos em indivíduos bruxômanos para melhor compreender as cargas transmitidas às articulações temporomandibulares em decorrência do bruxismo (Comisso; Martinez-Reina; Mayo, 2014; Manfredini; Lobbezoo, 2021).

Compreender os contatos oclusais é essencial para entender a complexa interação entre os dentes durante a oclusão e mastigação, tema muito estudado pela literatura (Jauregi *et al*., 2023; Jensen, 1991; Oliveira *et al*., 2006; 2014; Stuart, 1964; Wiechens *et al*., 2024). A oclusão refere-se à maneira como os dentes superiores e inferiores se contatam quando a mandíbula está fechada. Uma oclusão ideal garante um alinhamento harmonioso dos dentes, promovendo habilidades de mastigação e fala eficientes. No entanto, más oclusões ou contatos oclusais inadequados podem resultar em distribuição de força desigual, levando ao desalinhamento dos dentes dentre outros problemas (Kattadiyil; Alzaid; Campbell, 2021; Kiviahde *et al*., 2022; Oliveira *et al*., 2006; 2014).

Algumas consequências do bruxismo, nas ATM e musculatura mastigatória, podem ser o deslocamento dos discos articulares que envolvem as ATM, o desgaste das estruturas adjacentes, alterações no fluido sinovial, e ainda, são possíveis fatores causais de dores nos músculos da mastigação e cefaleias (Hichijo *et al*., 2014; Huang *et al*., 2002; Lavigne *et al.*, 2008; Kato; Lavigne, 2010). Considerado o hábito parafuncional mais danoso para as articulações, o bruxismo é amplamente reconhecido pela literatura (Lobbezoo; Lavigne, 1997; Manfredini; Lobbezoo, 2010; Thilander *et al*., 2002).

As análises por elementos finitos têm sido amplamente exploradas na odontologia, com aplicações que incluem a distribuição de estresses em implantes dentários (Souza *et al*., 2021), o desempenho de coroas e pontes protéticas (Ural; Çaglayan, 2021), a influência da forma das restaurações na estrutura dentária (Chen; Lin; Hou, 2021), efeitos térmicos de procedimentos restauradores (Alpízar; Castillo; Chine, 2020), forças oclusais e cargas funcionais (Röhrle *et al*., 2018), traumatologia orofacial (Huang; Lo; Lin, 2016) e ortodontia (Benaissa *et al*., 2000), entre outros. A confiabilidade da Análise de Elementos Finitos (AEF) e sua ampla aplicabilidade ao aparelho estomatognático estão bem estabelecidas na literatura (Citarella *et al*., 2012; Commisso; Martinez-Reina; Mayo, 2014; Korioth; Hannam, 1994; Oliveira *et al*., 2006;

2014; Ortún-Terrazas; Cegoñino; Pérez Del Palomar, 2020; Ortún-Terrazas *et al*., 2022; Sagl *et al*., 2019a, 2019b, 2022a, 2022b).

Diante do exposto, estudar e compreender as consequências do bruxismo e suas repercussões nos dentes, estruturas de suporte e articulações temporomandibulares (ATM) vem sendo cada vez mais relevante, uma vez que este comportamento acomete grande parte da sociedade (Bader; Lavigne, 2000).

A presente pesquisa optou pela realização de simulações computacionais por meio da Análise de Elementos Finitos (AEF) devido à necessidade de avaliar, de forma controlada e precisa, a distribuição de cargas geradas em situações típicas de bruxismo, não sendo possíveis de serem analisadas in vivo, clinicamente e/ou exames complementares. Dessa forma, a criação de distintas simulações de padrões de contatos oclusais permite analisar, com rigor, as variações nas cargas transmitidas aos dentes e às articulações temporomandibulares, contribuindo para uma compreensão mais aprofundada dos efeitos mecânicos associados ao bruxismo.

2 REFERENCIAL TEÓRICO

Bruxismo se origina da palavra grega brychein, que significa ranger os dentes. Uma definição antiga e comum de bruxismo era, portanto, ranger e triturar os dentes para fins não funcionais (Ramfjord; Ash, 1966). Definições posteriores tornaram-se mais específicas, por exemplo, "ranger involuntário, não funcional, rítmico ou espasmódico, triturando e cerrando os dentes, geralmente durante o sono" (Dorland´S, 2000). O mesmo dicionário médico acrescenta que as causas do bruxismo podem estar relacionadas à agressão reprimida, tensão emocional, raiva, medo e frustração. Na literatura odontológica, a etiologia permanece controversa até agora, embora opiniões anteriores de que distúrbios oclusais ou outros fatores morfológicos são causas importantes, possam ter sido abandonadas há muito tempo devido à falta de evidências (Kato *et al.,* 2003). Em vez disso, o foco tem sido nos fatores psicossociais, patofisiológicos e genéticos. Embora a literatura ainda não seja conclusiva, hoje há um consenso de que o bruxismo tem uma etiologia multifatorial (Lobbezoo; Hamburger; Naeije, 2010; Manfredini, Lobbezoo, 2009).

Os músculos presentes no aparelho estomatognático são responsáveis por atividades como deglutir, mastigar e falar, chamadas então de funções cognitivas ou atividades funcionais. Por outro lado, os músculos presentes nesse aparelho também podem exercer atividades chamadas de parafuncionais, descritas como bruxismo (apertar e ou ranger), morder os lábios, entre outros (Manfredini *et al*., 2003).

O bruxismo foi descrito por Manfredini *et al*. (2003) como o hábito desenvolvido por indivíduos e que apresenta causas multifatoriais. Tal fenômeno ocorre pela atividade excessiva dos músculos da mastigação, gerando assim contatos oclusais exacerbados, consequentemente forças oclusais que são danosas ao aparelho estomatognático e, por isso, é considerado um hábito parafuncional.

Manfredini, Lombardo e Siciliani (2017) mostraram a falta de associação clinicamente relevante entre disfunção temporomandibular (DTM) e problemas oclusais. Apenas em dois aspectos (ou seja, interferência de relação cêntrica para máxima intercuspidação habitual e interferências mediotrusivas), de quase quarenta características oclusais que foram avaliadas nos diferentes estudos, estão associados com DTM na maioria (i.e., pelo menos 50%) de análises de variável única em pacientes, e apenas interferências mediotrusivas são associadas com DTM na maioria das análises de múltiplas variáveis, com uma razão de chance de 2.45 para dor

miofascial (Landi *et al.*, 2004) e 2.14 para deslocamento do disco (Chiappe *et al*., 2009). Outra razão de chance clinicamente relevante potencial para DTM (ou seja, superior a 2) na análise de variáveis múltiplas foram relatados ocasionalmente.

De acordo com uma revisão sistemática, a mecânica de carregamento dinâmico mostrou um importante estímulo para o desenvolvimento e homeostase da fibrocartilagem da ATM. Quando essa carga apresenta uma intensidade baixa, previne uma inflamação com perda dessa estrutura. Consequentemente, a sobrecarga frequente acelera o processo de morte celular aumentando a degradação da fibrocartilagem (Betti *et al*., 2018).

Inúmeros autores procuraram então entender as consequências deste hábito parafuncional e suas formas de ação, bem como, as consequências que ele poderia gerar na oclusão, músculos e articulações temporomandibulares. Diversos estudos foram descritos na literatura, mas, apesar da variedade de pesquisas neste tema, as consequências do bruxismo nas ATM ainda é um tema controverso e não há consenso (Manfredini; Lobbezoo, 2021).

O bruxismo pode ser classificado em duas modalidades distintas: bruxismo do sono (BS) e bruxismo em vigília (BV). O BS é definido como uma atividade da musculatura mastigatória que ocorre durante o sono, sendo caracterizada por contrações musculares que podem se manifestar de forma rítmica (fásica) ou não rítmica (tônica) (Lobbezoo *et al.,* 2018). Em contrapartida, o BV ocorre durante o estado de vigília e se caracteriza por atividade repetitiva ou sustentada dos músculos mastigatórios, envolvendo o contato dentário contínuo e/ou o ato de manter ou pressionar a mandíbula em determinada posição. Dessa forma, a distinção entre as duas formas de bruxismo baseia-se tanto no estado de consciência do indivíduo quanto no padrão de atividade muscular envolvido (Lobbezoo *et al.,* 2018; Manfredini, Ahlberg; Lobbezoo, 2022; Tan *et al.,* 2019; Wetselaar *et al.,* 2019).

Bader e Lavigne (2000) revisaram o bruxismo do sono como um distúrbio de movimento oromandibular relacionado a microdespertares durante o sono, de origem multifatorial, e ressaltaram a importância de uma abordagem interdisciplinar para seu diagnóstico e manejo. Relataram que, devido à inconsciência sobre o hábito, é difícil estimar a prevalência do bruxismo noturno, entretanto, foi possível destacar que ele acomete em sua maior parte, a geração mais jovem. Assim como em outros estudos, há o consenso sobre a falta de clareza em relação a etiofisiopatologia do bruxismo,

podendo estar associado a interferências dentárias, fatores ambientais e psicossociais, disfunções hormonais e de transmissores cerebrais.

O bruxismo é atualmente compreendido como um comportamento motor estereotipado, não sendo mais classificado como uma parafunção ou patologia. Em indivíduos saudáveis, especialmente no contexto do bruxismo do sono, essa atividade é considerada uma função motora fisiologicamente regulada, e não um distúrbio do sono ou do movimento (Lobbezoo *et al.,* 2018; Manfredini; Ahlberg; Lobbezoo, 2022).

Sua etiologia é multifatorial e predominantemente central, envolvendo fatores genéticos, patofisiológicos e psicossociais. Em contrapartida, aspectos periféricos, como alterações oclusais e morfológicas, apresentam pouca ou nenhuma relevância etiológica (Lobbezoo *et al.,* 2018; Manfredini; Ahlberg; Lobbezoo, 2022; Yap *et al.,* 2023). O bruxismo pode ser classificado como primário (idiopático), quando não associado a outras condições clínicas, ou secundário, quando vinculado a fatores sistêmicos ou comorbidades (Lobbezoo *et al.,* 2018; Melo *et al.,* 2018; Tan *et al.,* 2019).

Estudos sugerem a participação dos sistemas dopaminérgico e serotoninérgico na fisiopatologia do BS, possivelmente mediados por neurotransmissores como serotonina, norepinefrina e histamina (Garret; Hawley, 2018; Melo *et al.,* 2018; Seraidarian *et al.,* 2009; Wichniak *et al.,* 2017). Entre os fatores secundários mais associados ao BS destacam-se a doença do refluxo gastroesofágico, o uso de substâncias psicoativas e a apneia obstrutiva do sono (Castroflorio *et al.,* 2017; Hosoya *et al.,* 2014). Evidências polissonográficas indicam que episódios de BS são frequentemente precedidos por ativação autonômica, com aumento da atividade cerebral, da frequência cardíaca e da pressão arterial, sugerindo uma ligação direta com o sistema nervoso autônomo (Nakuzawa; Yoshimi; Sato, 2018; Zhong *et al.,* 2020).

O BS pode impactar negativamente a qualidade do sono, promovendo microdespertares e fragmentação do sono (Smardz *et al.,* 2022). Indivíduos com bruxismo relatam pior qualidade do sono e alterações como redução da latência do sono e do sono REM (Boutros *et al.,* 1993; Massignan *et al.,* 2019; Toyota *et al.,* 2022). Por outro lado, estudos como o de Palinkas *et al.* (2017) observaram aumento da latência para o sono NREM, sugerindo dificuldade em iniciar o sono. No entanto, Kuang *et al.* (2023) não encontraram relação significativa entre BS e insônia, possivelmente em razão da metodologia baseada em questionários.

Complementarmente, Neu *et al.* (2018) identificaram maior eficiência do sono em não bruxômanos, sem diferenças significativas nas latências do sono e do sono REM.

Foi observado que o comprometimento psicossocial do paciente é o maior preditivo dos efeitos do tratamento e, com isso, a utilização de terapias conservadoras para a abordagem do bruxismo são indicadas. Além disso, o acompanhamento do paciente em terapias psicológicas também é indicado durante o processo (Manfredini, 2018).

O Programa de Pós-graduação da PUC Minas vem estudando os efeitos de distintas cargas oclusais no comportamento dentário, geradas por bruxismo (Oliveira *et al*., 2006; 2014).

Uma pesquisa foi desenvolvida para entender os fenômenos que ocorrem em consequência das forças de uma oclusão normal, traumática e em parafunção no ligamento periodontal. Este estudo foi realizado também por meio do AEF em um modelo de arcada dentária total e, posteriormente, em um único elemento dentário. Os autores concluíram que as altas cargas de compressão lateral, produzidas pelo ranger de dentes durante o bruxismo, nos caninos, podem gerar um dano na matriz extracelular do tecido periodontal destes elementos (Ortún-Terrazas; Cegoñino; Pérez Del Palomar, 2020).

Estudos biomecânicos e clínicos têm demonstrado que a integridade dos tecidos periodontais é fundamental para a dissipação e distribuição adequada das cargas geradas durante a função mastigatória. Os ligamentos periodontais, em especial, exercem um papel essencial na absorção das forças oclusais e na transmissão dessas forças para o osso alveolar, funcionando como mediadores entre os dentes e o tecido ósseo (Ortún-Terrazas; Cegoñino; Pérez Del Palomar, 2020). Quando há interferências oclusais durante os movimentos funcionais da mandíbula, podem ocorrer alterações no padrão de ativação muscular, assim como disfunções nos receptores periodontais e nas articulações temporomandibulares, resultando em desequilíbrio funcional e possível sobrecarga mecânica (Thilander *et al.,* 2002).

No contexto das sobrecargas funcionais, o bruxismo tem sido apontado como um dos principais comportamentos motores parafuncionais com impacto sobre a saúde articular e muscular do sistema estomatognático. Commisso, Martínez-Reina e Mayo (2014), por meio da análise de elementos finitos, analisaram as consequências biomecânicas do bruxismo do sono e do bruxismo em vigília sobre as estruturas da ATM. O estudo demonstrou que, especialmente no caso do apertamento prolongado

— mais característico do bruxismo em vigília —, ocorrem níveis elevados de estresse sobre o disco articular e as superfícies condilares. Tais sobrecargas podem, ao longo do tempo, predispor a alterações degenerativas nas articulações, contribuindo para o desenvolvimento de disfunções temporomandibulares. O disco articular foi modelado como um material viscoelástico quase-linear, representando adequadamente sua capacidade de deformação sob cargas repetitivas ou prolongadas.

Do ponto de vista clínico, Thilander *et al.* (2002) também destacaram a prevalência de sinais e sintomas de DTM em populações jovens, como cliques articulares, dor durante a mastigação e sensibilidade muscular, sintomas que tendem a persistir ou se agravar com o avanço da idade. Esses achados reforçam a importância da identificação precoce de fatores de risco, como hábitos parafuncionais, alterações oclusais e distúrbios do sono, para o manejo preventivo das DTM.

No entanto, o papel da oclusão como fator etiológico primário das DTM tem sido amplamente questionado na literatura. Stuart (1964) foi um dos primeiros autores a estabelecer critérios biomecânicos para uma oclusão considerada ideal, defendendo a importância da harmonia entre dentes, músculos e articulações. Entretanto, abordagens mais recentes, como a de Manfredini (2018), argumentam que a oclusão raramente é a causa isolada das DTM. O autor ressalta que não há evidência científica robusta que justifique a realização de terapias irreversíveis, como ajustes oclusais, na ausência de um diagnóstico claro.

A compreensão do bruxismo como um comportamento motor com potencial impacto clínico — mas não necessariamente patológico — tem evoluído nos últimos anos. Manfredini, Ahlberg e Lobbezoo (2022) propuseram uma distinção conceitual entre bruxismo do sono e em vigília, e destacaram a importância de se considerar a frequência, a intensidade e o contexto em que ocorrem os episódios de bruxismo. Essa perspectiva evita a patologização indevida do comportamento e contribui para decisões clínicas mais racionais e fundamentadas. O bruxismo pode ter efeitos clínicos significativos em determinados indivíduos, mas sua presença isolada não é indicativa de necessidade terapêutica, salvo em casos com sinais evidentes de dano funcional ou estrutural.

Adicionalmente, Manfredini e Lobbezoo (2021), em revisão de escopo, destacaram que a associação entre bruxismo do sono e DTM é complexa e multifatorial. Embora exista uma correlação em alguns casos, a relação causal direta não é sustentada pelas evidências disponíveis. O bruxismo do sono deve, portanto,

ser interpretado como um potencial fator de risco — e não como fator determinante — no contexto da dor orofacial e das disfunções articulares.

A relação entre distúrbios do sono e DTM também tem recebido atenção crescente. Em estudo recente, Manfredini, Thomas e Lobbezoo (2023) exploraram a interação entre dor orofacial, insônia, bruxismo do sono e outras condições relacionadas ao sono. Os autores apontaram que alterações na arquitetura do sono podem intensificar a percepção da dor e modular negativamente os mecanismos de controle central da dor, criando um ciclo de retroalimentação que agrava os sintomas clínicos. Essa interação evidencia a necessidade de estratégias terapêuticas integradas, que contemplem tanto os aspectos odontológicos quanto os fatores sistêmicos e psicossociais envolvidos.

Kiviahde *et al.* (2022), ao longo de 12 anos de acompanhamento, observou a associação entre determinadas características oclusais — como sobremordida aumentada, mordida cruzada posterior e desvio de linha média — e maior prevalência de dor facial. Apesar disso, os autores foram enfáticos ao afirmar que tais alterações devem ser interpretadas como fatores contribuintes, e não como causas exclusivas da dor crônica. Esse entendimento reforça a importância de um modelo diagnóstico e terapêutico que considere as múltiplas variáveis envolvidas na gênese e perpetuação da dor orofacial.

Johansson, Omar e Carlsson (2011) analisaram a relação entre o bruxismo e o tratamento protético, destacando que o bruxismo pode ser um fator de risco para complicações mecânicas e técnicas em reabilitações protéticas, embora não pareça afetar a sobrevivência de implantes. Os autores recomendam que, ao planejar intervenções protéticas em pacientes com bruxismo, sejam adotadas medidas para minimizar os efeitos das cargas oclusais intensas sobre os componentes da prótese, visando preservar a integridade estrutural e funcional das reabilitações.

O uso da análise por elementos finitos e da modelagem computacional na odontologia tem revolucionado a compreensão do comportamento biomecânico de estruturas dentárias, protéticas e articulares sob diferentes condições de carga. Diversos estudos recentes têm contribuído para esse avanço, elucidando aspectos críticos que envolvem materiais, restaurações, ortodontia e disfunções da articulação temporomandibular. Korioth, Romilly e Hannam (1992) e Korioth e Hannam (1994) realizaram um estudo pioneiro sobre a deformação da mandíbula humana durante o apertamento dentário, utilizando um modelo tridimensional por elementos finitos. Eles

mostraram que a mandíbula sofre torções e flexões significativas, especialmente na região da sínfise, durante o carregamento por forças musculares. Essas deformações têm implicações diretas na distribuição de tensões nos dentes e tecidos de suporte, destacando a importância de considerá-las no planejamento de tratamentos odontológicos e ortodônticos.

Como etapa inicial da metodologia, o software 3D Slicer, descrito por Fedorov *et al.* (2012) como uma plataforma livre, aberta e amplamente utilizada para computação de imagens médicas. Desenvolvido no contexto do Quantitative Imaging Network (QIN) do National Cancer Institute, o 3D Slicer oferece recursos avançados de visualização, segmentação automática e registro de imagens, sem exigir hardware específico, o que o torna adequado para aplicações acadêmicas e de pesquisa. Sua arquitetura modular, baseada em bibliotecas abertas como VTK, ITK e Qt, além da compatibilidade com formatos como DICOM e NRRD, permite a criação e personalização de módulos voltados ao desenvolvimento de novos algoritmos e biomarcadores. Essas características fazem do 3D Slicer uma ferramenta robusta para a construção dos modelos anatômicos tridimensionais utilizados, posteriormente nas análises de elementos finitos, garantindo precisão na segmentação das estruturas e na preparação geométrica necessária para as etapas subsequentes de simulação.

O comportamento mastigatório individualizado também tem sido foco de interesse. Röhrle *et al.* (2018) desenvolveram um método computacional para estimar, de maneira personalizada, as forças de mordida e carregamentos oclusais. Ao combinar técnicas de otimização com modelagem biomecânica, o estudo permitiu prever forças mastigatórias específicas para cada paciente, oferecendo subsídios importantes para o planejamento de próteses e reabilitações orais complexas.

As DTM têm recebido atenção especial devido à sua complexidade etiológica. Huang, Lo e Lin (2016) investigaram fatores de risco associados às DTM dolorosas, identificando histórico de trauma mandibular, estresse psicológico e bruxismo como variáveis importantes. O estudo ressalta a necessidade de abordagens terapêuticas personalizadas, adaptadas ao perfil de risco de cada paciente.

A ortodontia também se beneficiou da aplicação de AEF para melhorar a eficácia e a segurança dos tratamentos. Benaissa *et al*. (2000) modelaram a aplicação de forças ortodônticas sobre bráquetes, fios e dentes, evidenciando que tensões excessivas podem provocar falhas prematuras dos dispositivos e comprometer os

resultados clínicos. Assim, o controle da magnitude e da direção das forças aplicadas é essencial para a eficiência dos tratamentos ortodônticos.

No estudo da resposta dentária a cargas oclusais, Oliveira *et al*. (2006) utilizaram análise tridimensional por elementos finitos para investigar deslocamentos dentários sob forças normais, demonstrando padrões complexos de movimento tridimensional. Posteriormente, Oliveira *et al*. (2014) analisaram arcos dentários encurtados e mostraram que a perda de molares altera a distribuição de forças e aumenta os deslocamentos dos dentes remanescentes, evidenciando a importância da reabilitação protética adequada para a preservação da função.

Especificamente sobre o impacto do bruxismo e cargas parafuncionais, Commisso, Martínez-Reina e Mayo (2014) investigaram como os movimentos de apertamento e deslizamento mandibular afetam a ATM, mostrando aumento das tensões no disco articular e potencial risco de danos estruturais. Complementarmente, Ortún-Terrazas, Cegoñino e Pérez Del Palomar (2020) estudaram o ligamento periodontal dos caninos sob cargas parafuncionais, revelando que forças excessivas podem causar danos específicos em regiões críticas do ligamento.

A influência das disfunções oclusais no crescimento craniofacial foi abordada por Ortún-Terrazas *et al*. (2022), que utilizaram modelos computacionais para analisar os efeitos da mordida cruzada unilateral. Os resultados mostraram que a carga mastigatória assimétrica contribui para o desenvolvimento de assimetrias craniofaciais, ressaltando a importância da correção precoce dessas condições.

O complexo funcionamento da ATM em diferentes contextos mandibulares e de bruxismo foi amplamente explorado por Sagl *et al*. (2019a; 2019b; 2022a; 2022b). Inicialmente, os autores descreveram mudanças na espessura e na posição do disco articular em diferentes posições mandibulares, com implicações para o diagnóstico de disfunções. Em seguida, com o desenvolvimento de um modelo dinâmico da mandíbula integrado às ATM Sagl *et al*. (2019b), simularam de forma mais realista os movimentos mastigatórios. Estudos posteriores Sagl *et al*. (2022a; 2022b) detalharam como a inclinação das facetas oclusais e a morfologia das cúspides influenciam a carga articular durante o bruxismo, reforçando a necessidade de estratégias clínicas personalizadas para minimizar os riscos de dano articular.

Finalmente, o artigo de Mathur *et al.* (2023) descreve o desenvolvimento e a validação da ferramenta ROBFEAD (Risk of Bias tool for Finite Element Analysis in Dentistry), criada para avaliar o risco de viés em estudos que utilizam análise por

elementos finitos na odontologia. Diante da crescente adoção dessa técnica e da ausência de instrumentos específicos para avaliação crítica de sua aplicação, os autores propuseram uma abordagem sistemática composta por seis domínios e 22 questões orientadoras, abrangendo desde o desenvolvimento do modelo até o relato dos resultados. A ferramenta foi construída em duas etapas — elaboração e validação — e demonstrou ser útil para identificar falhas metodológicas, aumentar a reprodutibilidade e fortalecer a confiabilidade das evidências produzidas com AEF na área odontológica. Assim, o ROBFEAD contribui significativamente para elevar o rigor científico dos estudos biomecânicos na odontologia.

3 HIPÓTESES

a) **Hipótese 1 (Influência nos dentes):** A presença de contatos oclusais inadequados potencializa os efeitos do bruxismo na distribuição de forças, aumentando o risco de danos estruturais nos dentes;

b) **Hipótese 2 (Efeito nas Articulações Temporomandibulares - ATM):** Contatos oclusais inadequados aumentam a concentração de tensões nos discos articulares e superfícies articulares da ATM, contribuindo para o desenvolvimento de disfunções temporomandibulares.

4 OBJETIVOS

4.1 Objetivo geral

Avaliar o efeito das cargas geradas pelo bruxismo tônico, em diferentes situações de contados oclusais, transmitidas aos dentes e articulações temporomandibulares.

4.2 Objetivos específicos

a) analisar, em condição de equilíbrio oclusal (considerando os contatos A, B, C, parada e equilíbrio), os efeitos das cargas simuladas de bruxismo tônico sobre os dentes e ATM;
b) verificar os efeitos, por meio de diferentes simulações de desequilíbrio oclusal (variações nos contatos A, B, C, parada e equilíbrio), as consequências das cargas de bruxismo tônico nos dentes e ATM;
c) avaliar os efeitos da interferência oclusal (Contato a nos segundos molares lado direito) no contexto do bruxismo tônico sobre os dentes e ATM.

5 MATERIAL E MÉTODOS

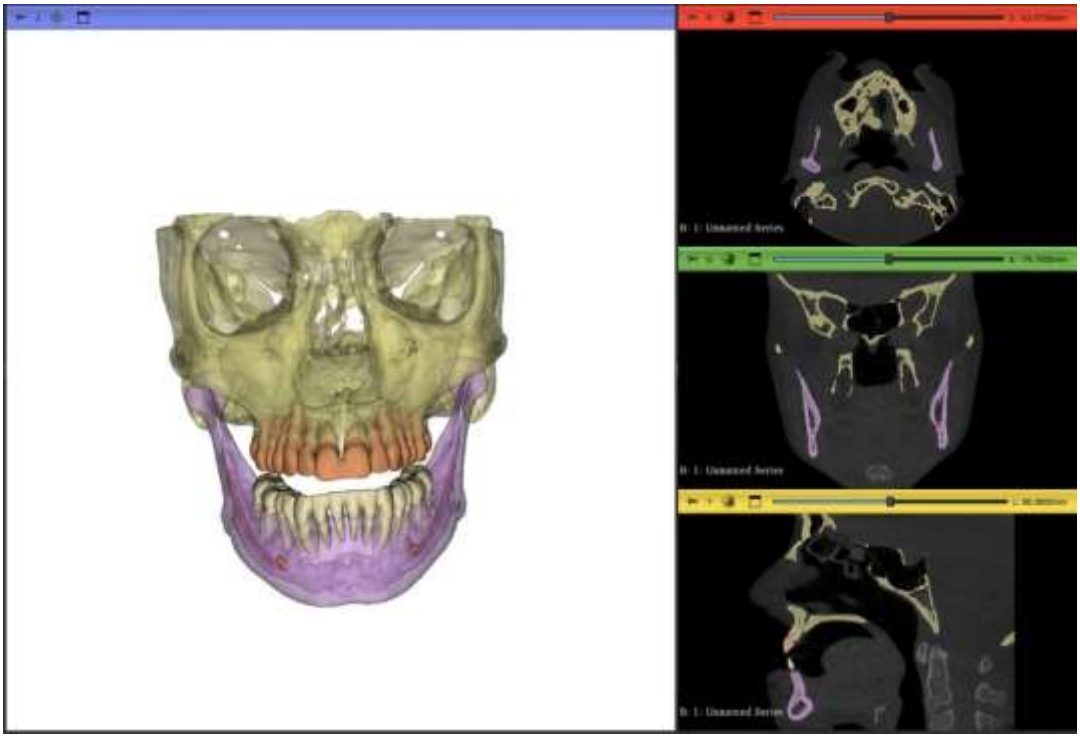
5.1 Confecção do modelo digital

Para confecção do modelo digital foi utilizada uma tomografia computadorizada, pré-existente (Oliveira *et al.,* 2006; 2014), de crânio estendido (*Cone Beam*) de um paciente adulto jovem, sistemicamente saudável, sem histórico ou sinais clínicos de alterações de origem odontológica. O indivíduo apresentava dentes alinhados, oclusão Classe I e ausência de restaurações diretas ou indiretas, caracterizando uma condição oclusal e estrutural considerada dentro dos padrões de normalidade, conforme descrito na literatura clássica de oclusão (Rajbhoj *et al.,* 2021). 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 partir das imagens tomográficas (Fig. 1), o modelo digital de mandíbula e maxila foi desenvolvido. As imagens com extensões DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) foram segmentadas e convertidas em extensões STL (Estereolitografia ou Standard Tessellation Language) no programa 3D Slicer v5.10.0 (Fedorov *et al*., 2012).

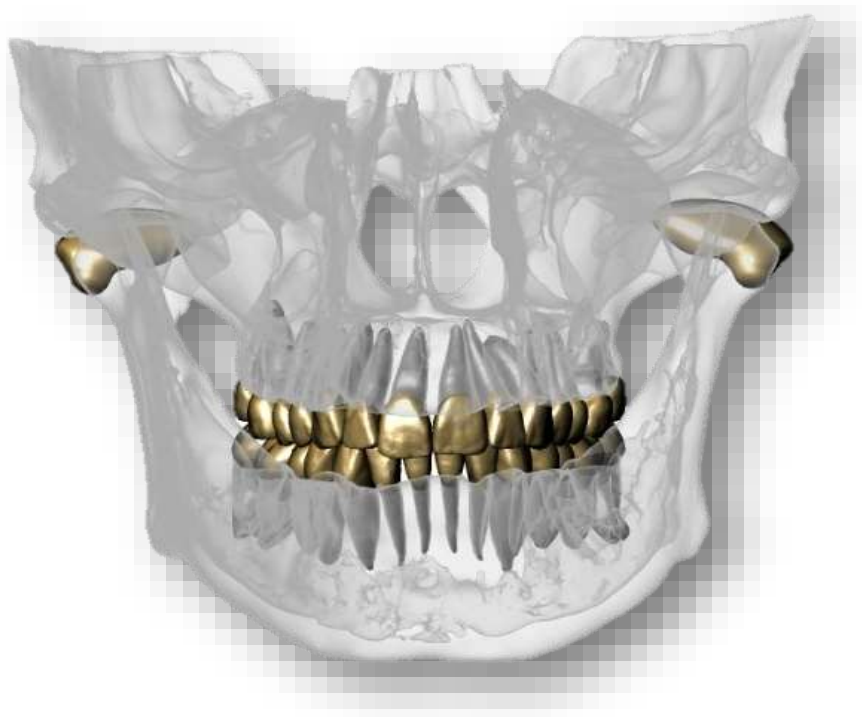
O equipamento utilizado para desenvolvimento do design gráfico foi Windows 10 Pro com processador Intel® Core™ i7-9750H CPU 2.6GHz, memória RAM 64GB, sistema operacional de 64bits.

Figura 1: Tomografia computadorizada da face vista nos planos coronal, sagital, axial e reconstrução tridimensional (3D)



Fonte: Elaborado pelo autor

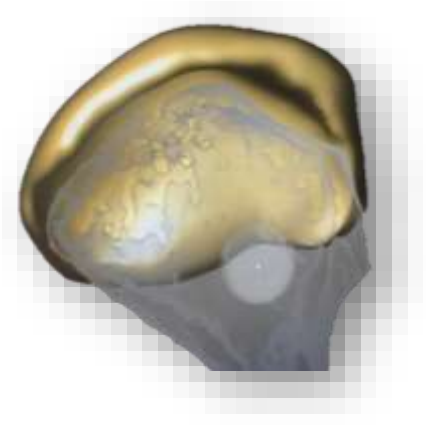
Figura 2: Reconstrução tridimensional de tomografia computadorizada da maxila e mandíbula após conversão em STL. Na coloração dourada os discos e dentes



Fonte: Elaborado pelo autor

Para o desenvolvimento deste modelo, dentes, maxila e mandíbula foram construídos independentemente e consideradas como partes individuais. Pela impossibilidade de visualização dos discos articulares pela tomiografia computadorizada realizaram-se desenhos digitais dos discos articulares (Sagl *et al.,* 2019b) (Figs. 2 e 3) no software Meshmixer® (v3.5, Autodesk, São Rafael, EUA). Foram consideradas propriedades anatômicas padronizadas, apresentando perfil bicôncavo no eixo anteroposterior e espessuras de 1 mm na zona intermediaria, espessura máxima da face anterior com aproximadamente 2.4 mm e posterior máxima de 2.9 mm (Commisso; Martinez-Reina; Mayo, 2014).

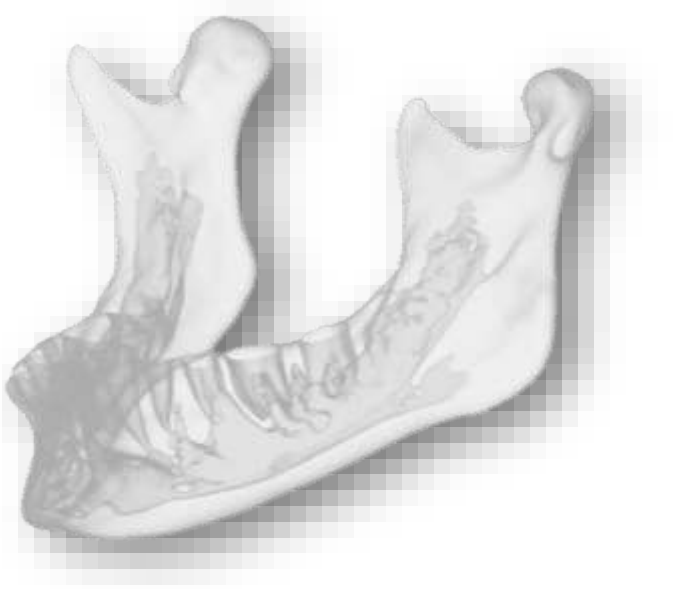
Figura 3: Disco articular em arquivo STL, evidenciado em cor dourada



Fonte: Elaborado pelo autor

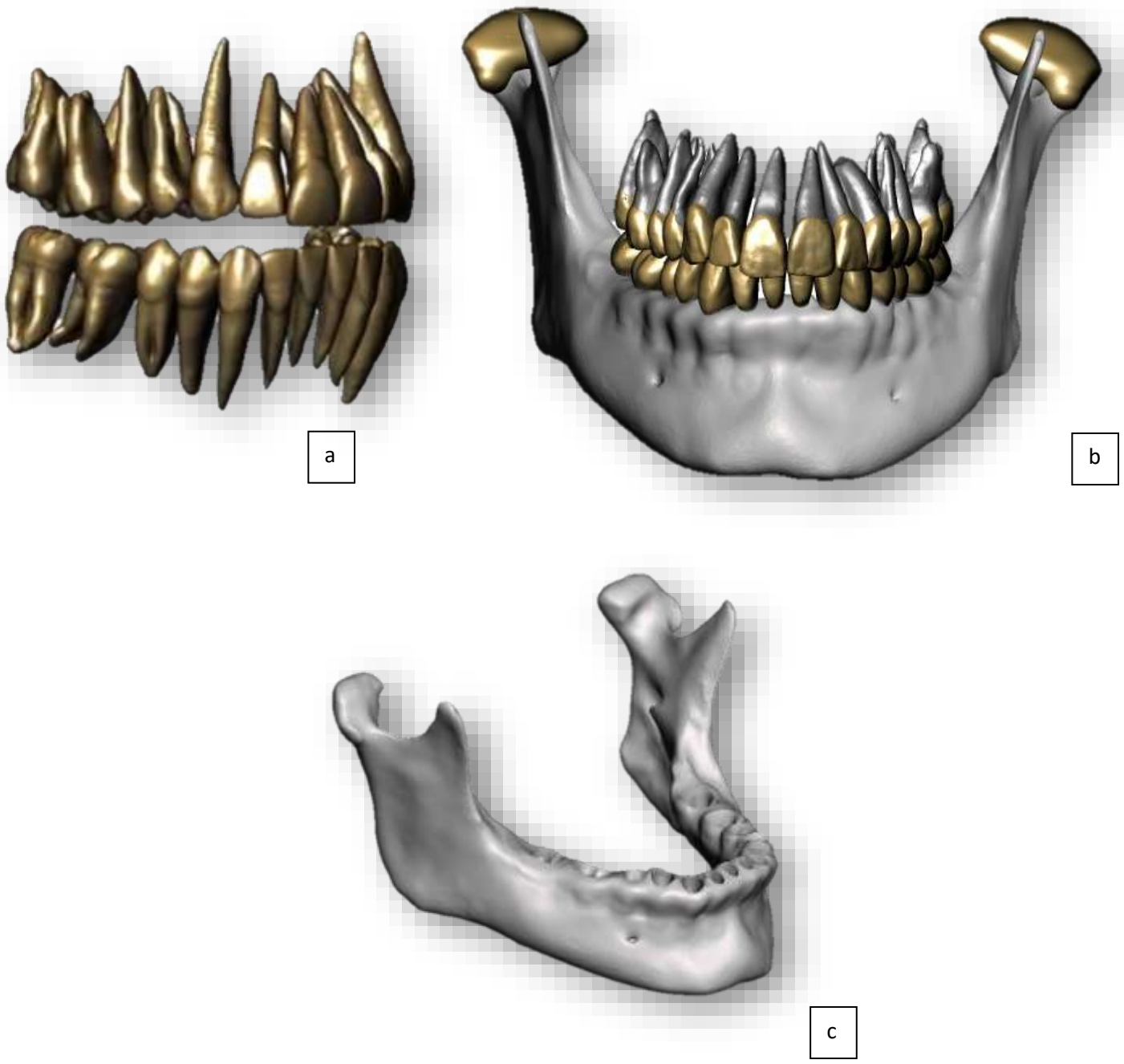
Foram desenvolvidas as divisões entre osso cortical e medular (Fig. 4), os limites anatômicos dos dentes com seus respectivos alvéolos (Figs. 5a, 5b e 5c), espaço no qual foi posteriormente inserido o ligamento periodontal, além de esmalte, dentina, polpa (Figs. 6a e 6b).

Figura 4: Divisão entre osso cortical e medular e alvéolos dos dentes na mandíbula em arquivo STL



Fonte: Elaborado pelo autor

Figura 5: Limites anatômicos dos dentes e alvéolos: (a) desenhos dos dentes superiores e inferiores, (b) mandíbula com seus respectivos dentes, disco articular e dentes superiores destacando-se a separação entre esmalte e dentina, (c) mandíbula com seus respectivos alvéolos



Fonte: Elaborado pelo autor

Figura 6: Limites anatômicos de esmalte (destacado na cor dourada), dentina e polpa (a) arcada superior (b) arcada inferior



Fonte: Elaborado pelo autor

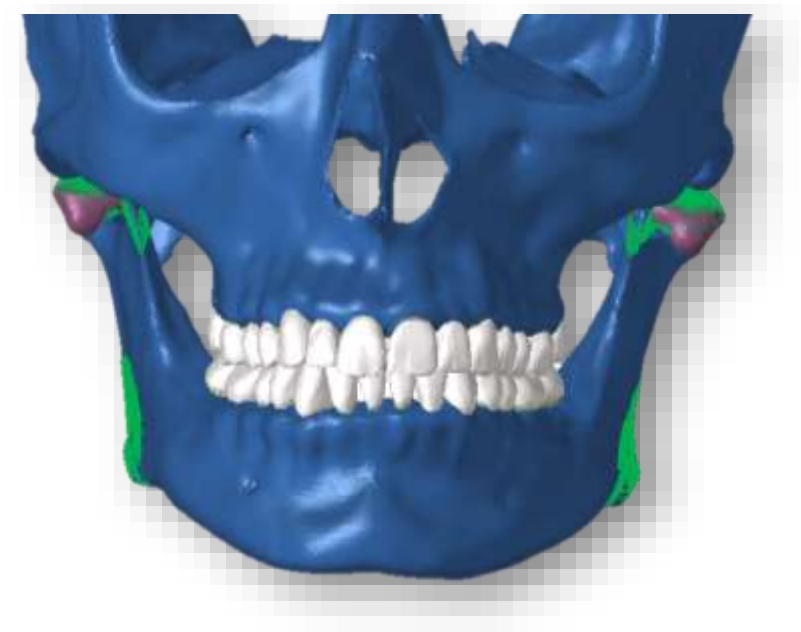
5.2 Confecção do modelo de Elementos Finitos

Para obtenção do protótipo gráfico e construção do modelo de elementos finitos, contou-se com a parceria do Departamento de Engenharia da PUC Minas sob responsabilidade do Prof. Dr. Jánes Landre Júnior.

O modelo gráfico tridimensional final construído foi levado ao software HyperMesh v22.3 (Altair Engineering Inc – Troy, EUA) que gerou as malhas de elementos finitos das estruturas anatômicas supracitadas (Fig. 7), tornando-se assim um modelo dinâmico do sistema mastigatório, detalhado, com desenhos digitais dos discos articulares e composto também por ligamento periodontal, combinados para

criar situações que simulem bruxismo tônico em distintas condições oclusais, permitindo avaliar as cargas possíveis de serem transmitidas aos dentes e às articulações temporomandibulares.

Figura 7: Modelo de Elemento Finito de maxila e mandíbula elaborado pelo software HyperMesh (Altair Engineering Inc - EUA)

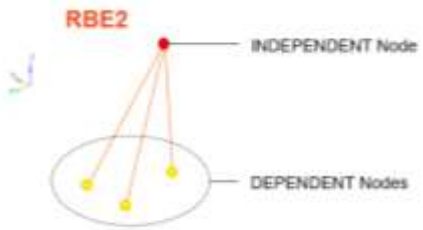


Fonte: Elaborado pelo autor

5.3 Propriedades mecânicas dos materiais e condições de contorno

Na parede superior da maxila, foram utilizados elementos do tipo RBE2 (Restriction Boundary Elements) - 1D (Fig. 8), que são elementos rígidos de ligação, podendo se comportar também como elemento de restrição, dependendo da necessidade do ponto. Eles constituem, por exemplo, a parte superior da maxila onde elementos rígidos foram inseridos para conter os deslocamentos ocasionados pelo fechamento da mandíbula (Oliveira *et al*., 2006; 2014) (Fig. 9).

Figura 8: Elemento do tipo RBE2



Fonte: Altair (2022)

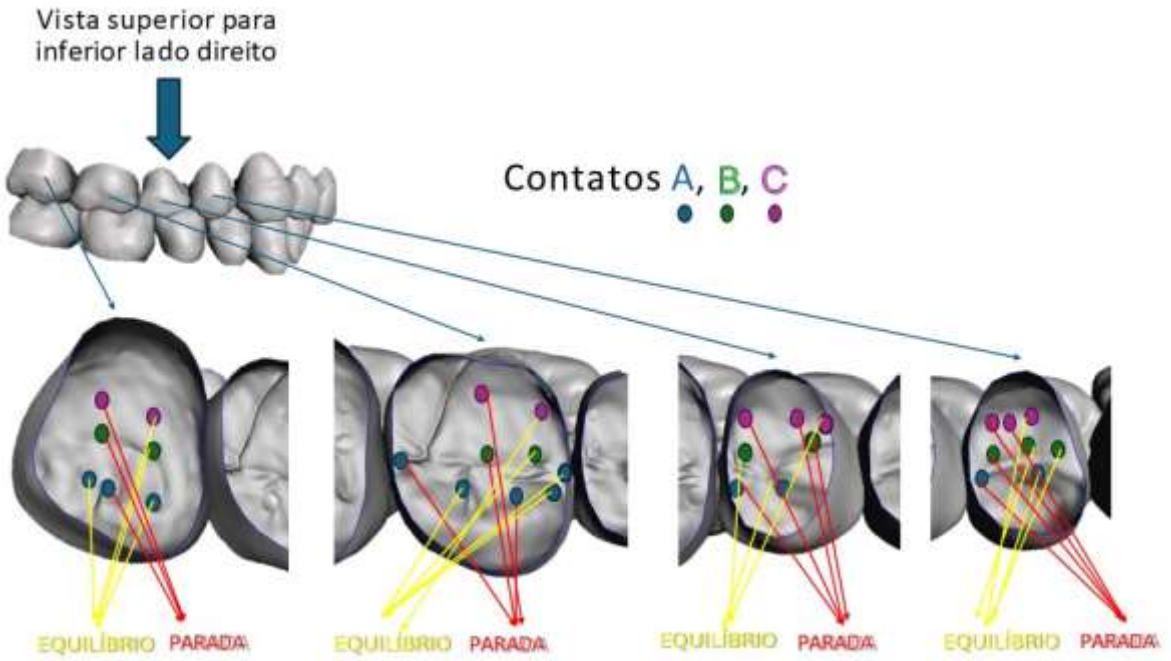
Figura 9: Elementos rígidos tipo RBE2 na maxila evidenciados na coloração roxa



Fonte: Elaborado pelo autor

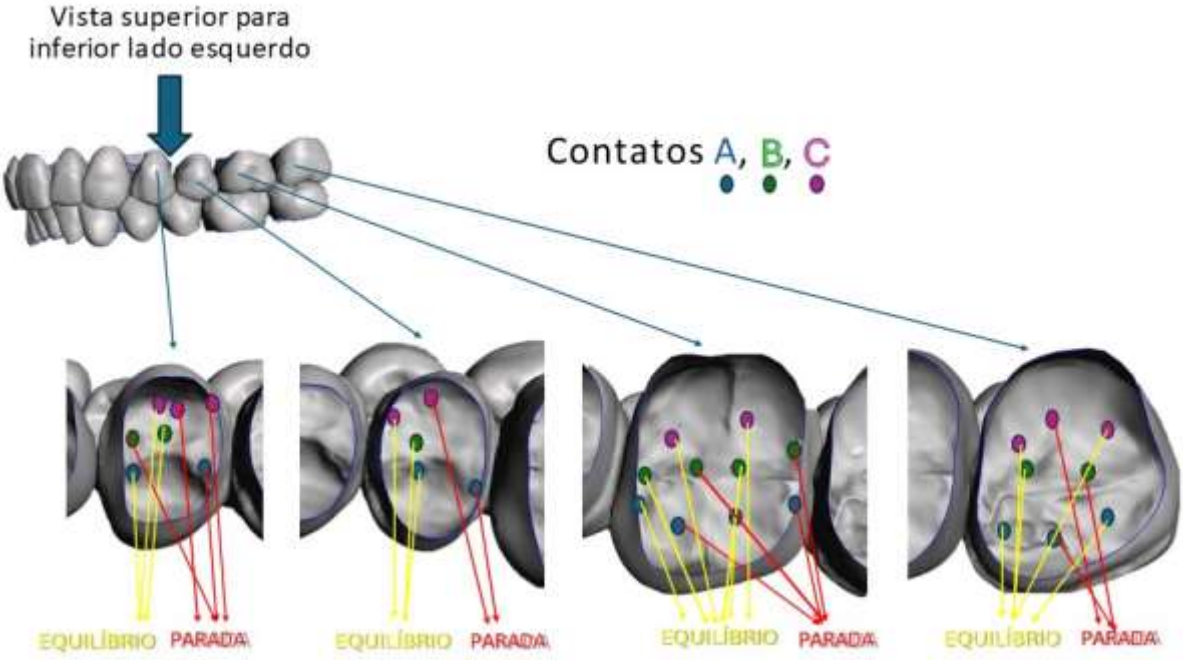
Na região de contatos interproximais e interoclusais, foi utilizado o coeficiente de atrito de 0.2 (Li; Zhou, 2001) – para permitir a transferência de deslocamentos de um elemento para outro (Figs. 10, 11 e 12).

Figura 10: Esquema de contatos oclusais lado direito



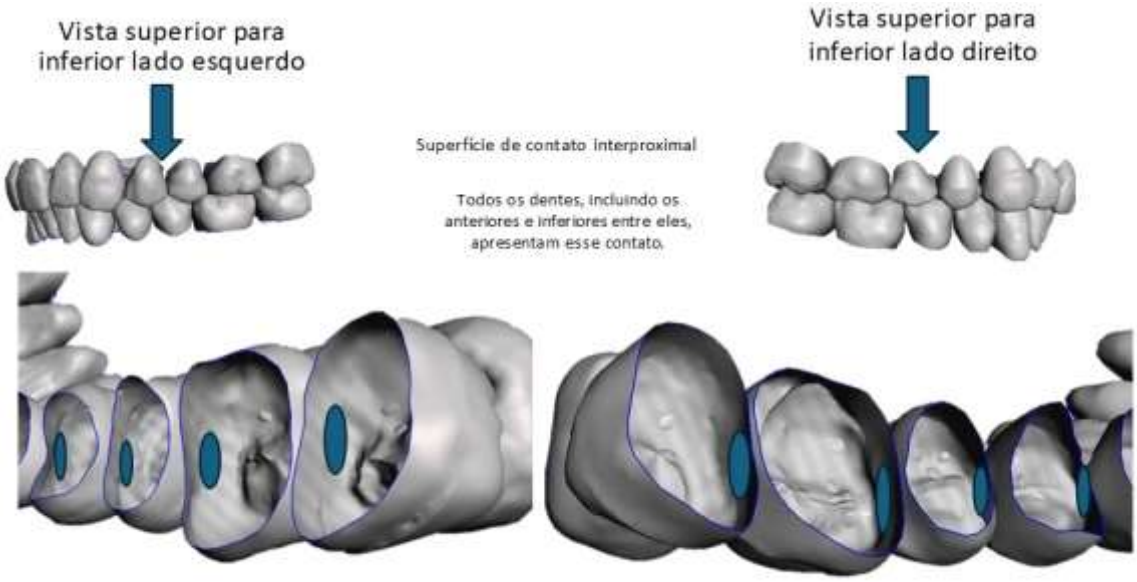
Fonte: Elaborado pelo autor

Figura 11: Esquema de contatos oclusais lado esquerdo



Fonte: Elaborado pelo autor

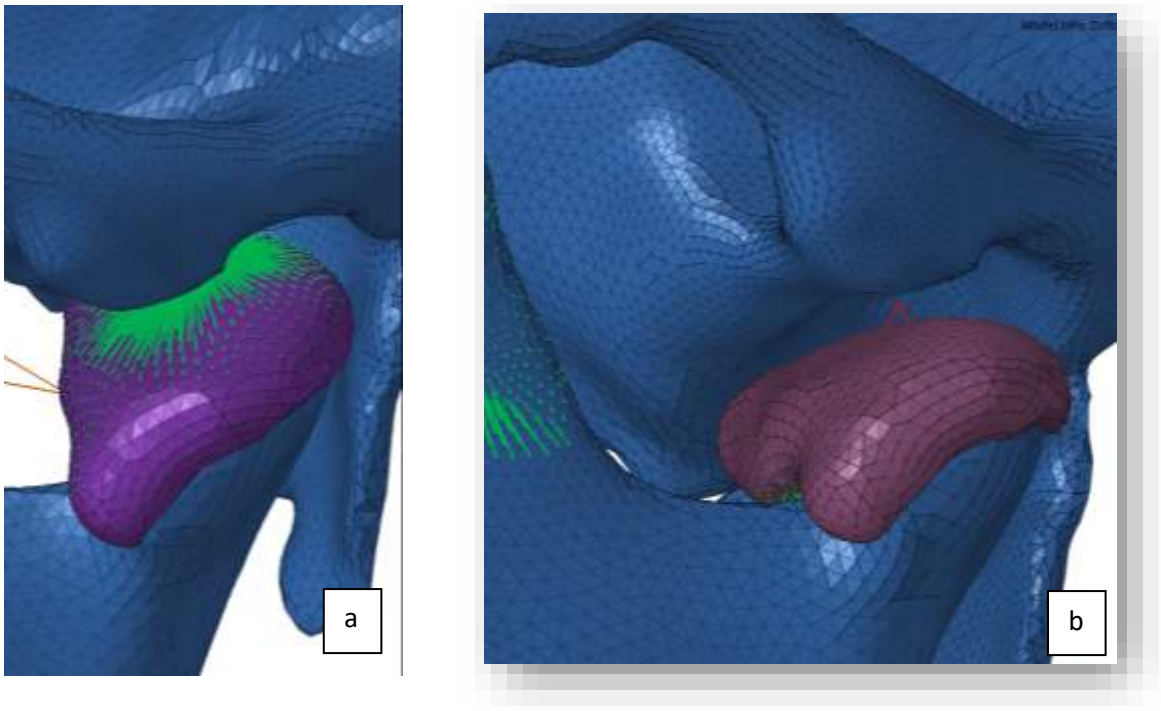
Figura 12: Contatos interproximais



Fonte: Elaborado pelo autor

Nas regiões correspondentes às articulações temporomandibulares, foram utilizadas restrições elásticas, nas três principais direções X, Y e Z (Fig. 13a), em que o triângulo vermelho presente corresponde à região em que as forças se convergem e impedem o deslocamento total do disco (Fig. 13b). Foram utilizados também esses elementos para se conectar o disco no côndilo e no crânio, simulando os ligamentos, impedindo assim seu deslocamento total, porém sem impedir seu movimento (Oliveira *et al*., 2006; 2014).

Figura 13: Restrição elástica nas ATM (a e b)



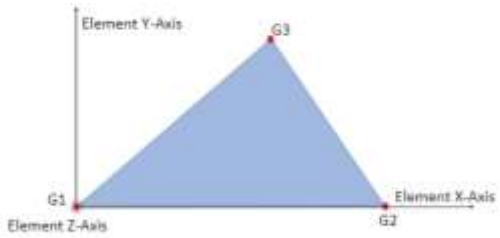
Fonte: Elaborado pelo autor

O modelo foi composto por 120.000 elementos CTRIA3 - 2D (Fig. 14), que são elementos de contorno compostos por duas faces e utilizados para compor a estrutura externa do modelo.

Além disso, para a construção também foram utilizados 2.589.761 elementos do tipo CTETRA4 - 3D (Fig. 15), os quais são elementos tetraedros de primeira ordem formados por 4 faces, cada face é tratada como um elemento CTRIA3 e são responsáveis por compor toda a estrutura interna do modelo.

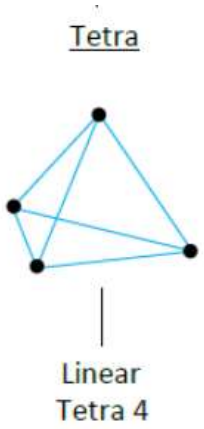
Após aplicado o teste de convergência, o modelo final construído obteve, em sua composição total 3.215.321 elementos e 505.498 nós com 6 graus de liberdade por nó, sendo 3 (X, Y e Z) para rotação e 3 (X, Y e Z) para translação.

Figura 14: Elemento do tipo CTRIA3



Fonte: Altair (2021)

Figura 15: Elemento do tipo CTETRA4



Fonte: Altair (2023)

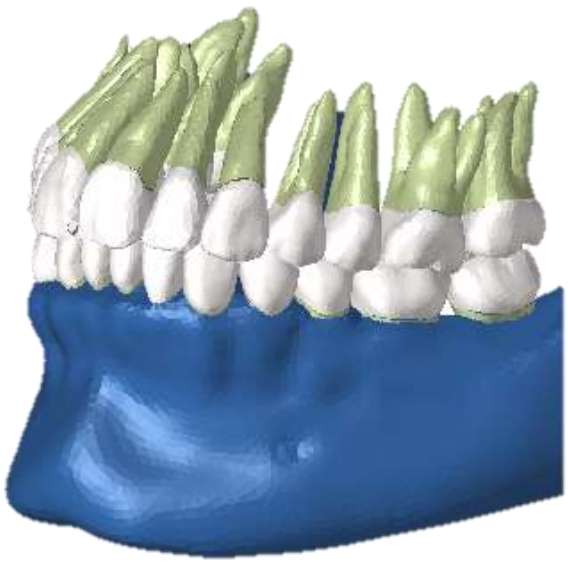
Durante o processamento, as propriedades mecânicas de cada estrutura anatômica foram atribuídas aos modelos, conforme tabela 1 (Holmes; Diaz-Arnold; Leary,1996; Tanaka *et al.,* 2004; Yang; Lang; Felton, 1999). Foram realizadas diferenciações entre osso cortical e osso medular, esmalte e dentina, e o ligamento periodontal foi inserido durante a confecção do modelo, sendo uma estrutura confeccionada com 0.15 mm de espessura e inserida entre a raiz dentária e o alvéolo (Fig. 16).

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

Estrutura Anatômica	Módulo de Elasticidade (GPa)	Coeficiente de Poisson
Osso cortical [a]	13.7	0.3
Osso medular [a]	1.37	0.3
Esmalte [a]	84.1	0.2
Dentina [a]	18.4	0.31
Ligamento periodontal [b]	0.05	0.49
Disco Articular [c]	0.0441	0.4

Fonte: a: Yang, Lang e Felton (1999); b: Holmes, Diaz-Arnold e Leary (1996); c: Tanaka *et al.* (2004)

Figura 16: Ligamento periodontal evidenciado pela coloração bege

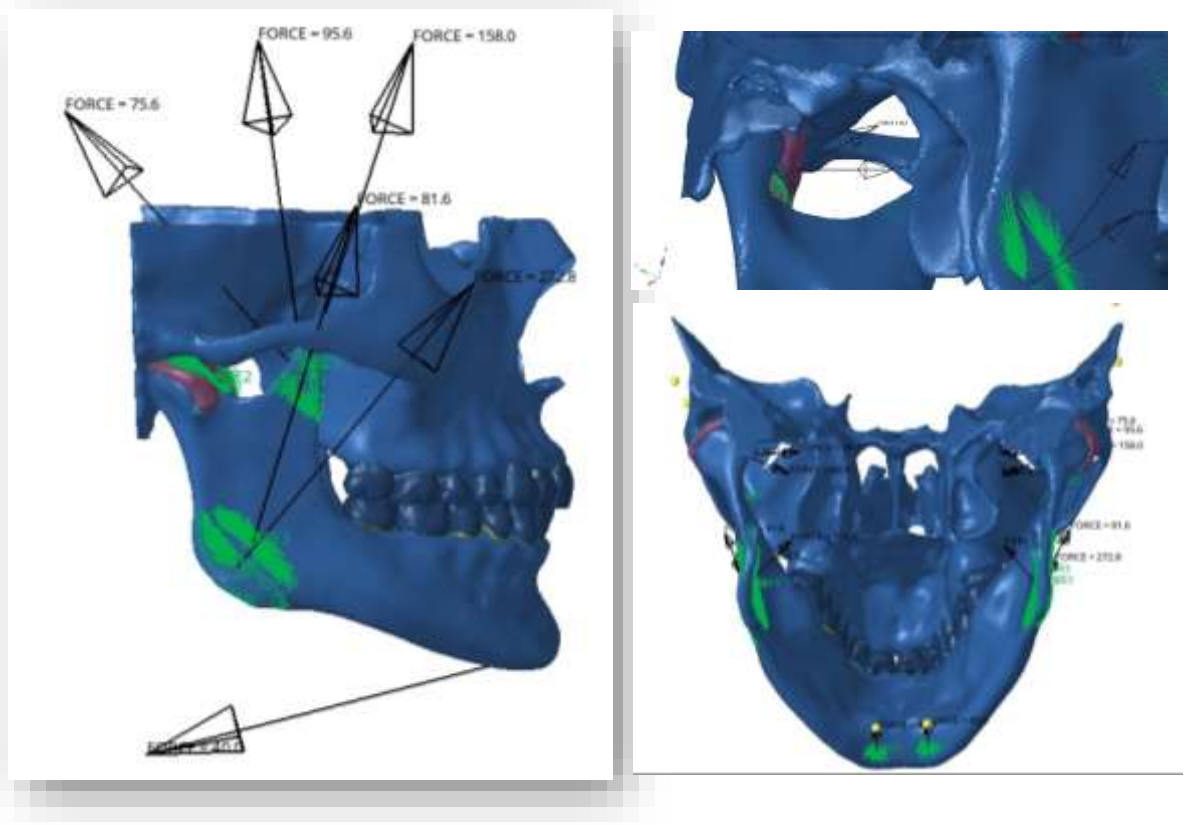


Fonte: Elaborado pelo autor

5.4 Aplicação de forças

Foram utilizados vetores de forças nas regiões dos músculos para caracterização da força muscular e simulações dos movimentos a serem estudados. As forças foram distribuídas nas regiões correspondentes às inserções musculares de cada um e os vetores de direção foram posicionados espacialmente considerando as direções X, Y e Z, conforme a origem (Fig. 17) (Korioth; Hannam, 1994; Ortún-Terrazas; Cegoñino; Pérez Del Palomar, 2020; Sagl *et al.,* 2019a; 2019b).

Figura 17: Vetores de força representativos dos músculos aplicadas no modelo



Fonte: Elaborado pelo autor

Para simulação do bruxismo tônico e caracterização da força muscular, a força máxima aplicada por cada musculatura foi atribuída conforme tabela 2. Optou-se por utilizar a força máxima para simular o bruxismo (Korioth; Hannam, 1994).

Tabela 2: Força aplicada nos respectivos músculos

MUSCULATURA	Força (N)	% de força	
		Direito	Esquerdo
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
Pterigoideo Lateral Inferior	66,90	0,27	0,27
Pterigoideo Lateral Superior	28,70	0,59	0,59
Digástrico Anterior	40,00	0,28	0,28

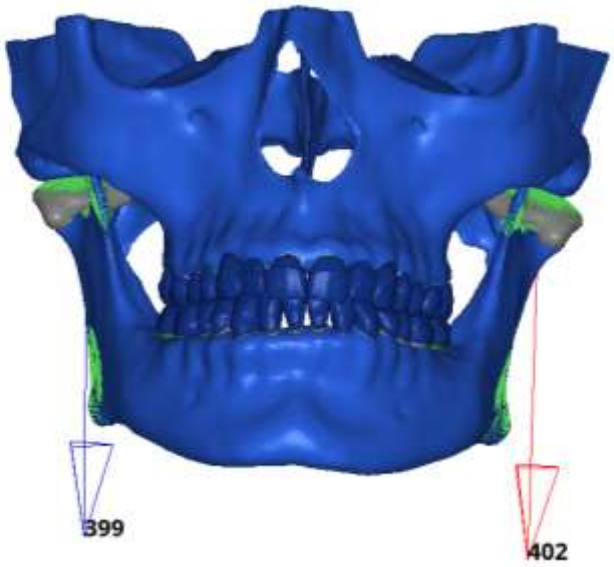
Fonte: Korioth e Hannam (1994)

5.5 Balanceamento do modelo

O modelo foi previamente carregado e balanceado por meio do grupo controle desenvolvido com os contatos dentários A, B, C, parada e equilíbrio (Okeson, 2019; Oliveira *et al.,* 2006), devidamente posicionados e assim, foram aplicadas cargas nos músculos temporais, masseteres e pterigoideos mediais.

Para confirmar a calibragem do modelo e a correta direção das forças, foram analisados os valores das cargas incidentes nas ATM durante a simulação do grupo controle e obteve-se uma diferença de 0,75% entre os lados direito e esquerdo, obtendo-se assim, o equilíbrio na direção das forças e similaridade na incidência de cargas nas articulações (Fig. 18).

Figura 18: Calibragem do modelo – Observa-se os valores de carga de 399N e 402N, nas ATM direita e esquerda respectivamente.



Fonte: Elaborado pelo autor

5.6 Simulações realizadas

Foram criados 10 diferentes modelos de elementos finitos. As simulações foram realizadas da seguinte maneira:

1) Bruxismo tônico com contatos A, B, C, parada e equilíbrio;
2) Bruxismo tônico com somente contatos A (lado esquerdo e direito);
3) Bruxismo tônico com somente contatos B (lado esquerdo e direito);
4) Bruxismo tônico com somente contatos C (lado esquerdo e direito);
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 (contato A de equilíbrio) no segundo molar do lado direito.

5.7 Análises dos dados

Os resultados das tensões dissipadas nos dentes, estruturas ósseas e articulações temporomandibulares foram obtidos e analisados por meio do software HyperWorks v22.3 (Altair Engineering Inc, 2022, Troy, EUA).

O equipamento utilizado foi computador Intel® Xenon® CPU E5-1620 v3 @ de 3.50GHz de velocidade, 32GB de memória RAM.

6 ARTIGO CIENTÍFICO 1

ESTUDO DAS CARGAS TRANSMITIDAS ÀS ATM DECORRENTES DOS DIFERENTES CENÁRIOS DE CONTATOS OCLUSAIS, EM BRUXISMO TÔNICO: Análise de Elementos Finitos 3D

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

ESTUDO DAS CARGAS TRANSMITIDAS ÀS ATM DECORRENTES DOS DIFERENTES CENÁRIOS DE CONTATOS OCLUSAIS, EM BRUXISMO TÔNICO: ANÁLISE DE ELEMENTOS FINITOS 3D

Bruno Franco de Oliveira[1] Bruna Ferreira Lage[1], Jánes Landre Júnior[2], Paulo Isaías Seraidarian[3]

[1] Doutorando, Programa de Pós-graduação em Odontologia, Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, Belo Horizonte, Minas Gerais, Brasil.

[2] Professor, Departamento de Engenharia Mecânica, Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, Belo Horizonte, Minas Gerais, Brasil.

[3] Professor, Departamento de Odontologia, Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, Belo Horizonte, Minas Gerais, Brasil

Correspondência para o autor:

Bruno Franco de Oliveira

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 3319-4508

E-mail: brunfo@gmail.com

RESUMO

Declaração do Problema: O bruxismo tônico pode gerar sobrecargas nas articulações temporomandibulares. Entretanto, a influência de variações nos contatos oclusais sobre a distribuição dessas cargas ainda não está totalmente esclarecida do ponto de vista biomecânico.

Propósito: Avaliar, por meio da Análise por Elementos Finitos, os efeitos das cargas geradas pela simulação do bruxismo tônico sobre as articulações temporomandibulares, comparando condições de equilíbrio e desequilíbrio oclusal.

Materiais e Métodos: Foi desenvolvido um modelo tridimensional a partir de tomografia computadorizada de mandíbula e maxila, incluindo osso cortical e medular, disco articular, esmalte, dentina, polpa e ligamento periodontal. O modelo com oclusão equilibrada foi comparado às condições de desequilíbrios e interferência oclusal. As forças musculares foram simuladas por vetores aplicados nos locais anatômicos correspondentes aos músculos masseter, temporal, pterigoideo medial, pterigoideo lateral e digástrico, reproduzindo a intensidade do bruxismo tônico.

Resultados: As simulações demonstraram que o bruxismo tônico gerou tensões relevantes nas articulações temporomandibulares, mesmo em condições de oclusão equilibrada. As condições de ausência de equilíbrio oclusal aumentaram as tensões articulares, enquanto a interferência oclusal intensificou concentrações localizadas de tensão nas estruturas analisadas.

Conclusões: As cargas geradas pelo bruxismo são capazes de produzir tensões significativas nas articulações temporomandibulares. Alterações no equilíbrio oclusal modificam de forma relevante o padrão de distribuição das cargas transmitidas à ATM, resultando em mudanças na magnitude e na localização das tensões articulares.

Palavras-chave: Bruxismo. Oclusão dentária. Análise de Elementos Finitos. Articulação Temporomandibular.

IMPLICAÇÕES CLÍNICAS

A concentração de tensões na periferia do disco articular, especialmente na presença de interferências oclusais, indica maior suscetibilidade à sobrecarga mecânica. Assimetrias de carga associadas a contatos inadequados podem predispor a alterações estruturais e funcionais das articulações temporomandibulares (ATM). Assim, a correção de interferências oclusais, particularmente unilaterais, é fundamental para reduzir a sobrecarga articular e reforça a necessidade de abordagens clínicas preventivas e individualizadas.

INTRODUÇÃO

Compreender os contatos oclusais é essencial para entender a complexa interação entre os dentes durante a oclusão e a mastigação, tema amplamente estudado na literatura.[1-6] A oclusão refere-se à maneira como os dentes superiores e inferiores se relacionam quando a mandíbula está fechada, sendo que uma oclusão ideal promove um alinhamento harmonioso dos dentes e favorece funções eficientes de mastigação e fala. Entretanto, más oclusões ou contatos oclusais inadequados, podem levar a uma distribuição desigual das forças, resultando em desalinhamentos dentários e outros problemas, agravados em situações de sobrecarga, como o bruxismo.[6-10]

Nesse contexto, algumas consequências do bruxismo — uma atividade que excede as funções fisiológicas do aparelho estomatognático — incluem o deslocamento dos discos articulares das articulações temporomandibulares (ATM), desgaste das estruturas adjacentes, alterações no fluido sinovial, possíveis dores nos músculos da mastigação e cefaleias.[11-17] Considerado o hábito parafuncional mais danoso para as articulações, o bruxismo é amplamente reconhecido e discutido na literatura científica.[18-21]

Assimetrias craniofaciais, mandibulares e oclusais podem repercutir de forma significativa no aparelho estomatognático, resultando em adaptações funcionais e alterações estruturais, particularmente ao nível da ATM.[22-24] A recorrência desses episódios pode ainda contribuir para desgaste e fraturas dentárias, além de alterações periodontais e ósseas, as quais apresentam alta prevalência ao longo da vida.[25,26]

As análises por elementos finitos têm sido amplamente aplicadas na odontologia, oferecendo uma ferramenta robusta para investigar o comportamento biomecânico das estruturas do aparelho estomatognático. Sua confiabilidade e capacidade de simular condições clínicas complexas estão bem estabelecidas na literatura, o que reforça seu papel como método indispensável em pesquisas odontológicas. Ademais, muitos dos parâmetros biomecânicos

avaliados, como a distribuição interna de tensões e deformações em tecidos dentários, periodontais e articulares, apresentam limitações significativas de mensuração direta em condições clínicas ou por meio de outros delineamentos experimentais, o que torna os modelos de elementos finitos particularmente relevantes para a investigação desses fenômenos.[27-38]

Diante do exposto, torna-se cada vez mais relevante estudar e compreender as consequências do bruxismo e seus impactos sobre as articulações temporomandibulares, sobretudo, por se tratar de um comportamento que acomete uma parcela significativa da população.[25] Assim, a presente pesquisa optou pela utilização de simulações computacionais por meio da Análise de Elementos Finitos, visando avaliar, de forma controlada e precisa, a distribuição das cargas geradas em situações típicas de bruxismo nas ATM.

MATERIAL E MÉTODOS

Considerações éticas

Para a confecção do modelo digital foi utilizada uma tomografia computadorizada pré-existente[4,5] de crânio estendido (Cone Beam) de um paciente adulto jovem, sistemicamente saudável, sem histórico ou sinais clínicos de alterações de origem odontológica. O indivíduo apresentava dentes alinhados, oclusão Classe I de Angle e de caninos, overjet e overbite normais, ausência de restaurações diretas ou indiretas, caracterizando uma condição oclusal e estrutural considerada dentro dos padrões de normalidade, conforme descrito na literatura clássica de oclusão.[39]

Este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, Belo Horizonte, Brasil (Protocolo nº 122/2011).

Confecção do modelo digital

A partir das imagens tomográficas, o modelo digital de mandíbula e maxila foi desenvolvido. As imagens no formato DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) foram convertidas para STL (Standard Tessellation Language), sendo os dentes, a maxila e a mandíbula segmentados e construídos como partes independentes no software 3D Slicer v5.10.0.[40]

Ainda no desenvolvimento do modelo, foram realizados os desenhos digitais do esmalte, dentina, polpa, osso cortical, osso medular e discos articulares no software Meshmixer® (v3.5, Autodesk, San Rafael, EUA) (Fig. 1).

Confecção do modelo de elementos finitos

O modelo tridimensional foi importado para o software HyperMesh v22.3 (Altair Engineering Inc., Troy, EUA), no qual foram geradas as malhas de elementos finitos das estruturas anatômicas supracitadas, compondo um modelo dinâmico do sistema mastigatório, incluindo o ligamento periodontal (Fig. 2).

Propriedades mecânicas dos materiais e condições de contorno

Na parede superior da maxila, foram utilizados elementos do tipo RBE2 (Rigid Body Elements) com o objetivo de restringir os deslocamentos ocasionados pelo fechamento mandibular.[4,5]

Nas regiões de contatos interproximais e interoclusais, foi adotado coeficiente de atrito de 0,2, permitindo a transferência de deslocamentos entre os elementos.[37]

Nas regiões correspondentes às articulações temporomandibulares, foram aplicadas restrições elásticas nas direções X, Y e Z (Fig. 3). Elementos adicionais, para simulação dos

ligamentos, foram utilizados para conectar o disco articular ao côndilo e ao crânio, permitindo seu movimento sem deslocamento total, porém sem impedir seu movimento.[32]

O modelo foi composto por 120.000 elementos CTRIA3 - 2D, que são elementos de contorno compostos por duas faces e utilizados para compor a estrutura externa do modelo. Além disso, para a construção também foram utilizados 2.589.761 elementos do tipo CTETRA4 - 3D, responsáveis por compor toda a estrutura interna do modelo.

Após aplicado o teste de convergência, o modelo final construído obteve, em sua composição total 3.215.321 elementos e 505.498 nós com 6 graus de liberdade por nó, sendo 3 (X, Y e Z) para rotação e 3 (X, Y e Z) para translação.

Durante o processamento, as propriedades mecânicas dos tecidos foram atribuídas conforme dados previamente descritos na literatura (Tabela 1).[38-40]

Aplicação de forças

Vetores de força foram aplicados nas regiões correspondentes às inserções musculares, considerando as direções espaciais X, Y e Z.[27,31,32] Para a simulação do bruxismo tônico, foi utilizada a força máxima de cada musculatura (Tabela 2).[27]

Balanceamento do modelo

O modelo foi previamente carregado e balanceado por meio de um grupo controle com contatos dentários A, B, C, de parada e de equilíbrio, localizados em molares e pré-molares.[4] Para confirmar a calibração do modelo e a correta direção das forças, foram analisadas as cargas incidentes nas ATM, observando-se uma diferença de apenas 0,75% entre os lados direito e esquerdo, indicando equilíbrio funcional das forças aplicadas.

Simulações realizadas

10 diferentes modelos de elementos finitos, com alterações de padrões de contatos oclusais, foram criados. As simulações serão realizadas da seguinte maneira:

1) Bruxismo tônico com contatos A, B, C, parada e equilíbrio;
2) Bruxismo tônico com somente contatos A (lado esquerdo e direito);
3) Bruxismo tônico com somente contatos B (lado esquerdo e direito);
4) Bruxismo tônico com somente contatos C (lado esquerdo e direito);
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 (contato A de equilíbrio) no segundo molar do lado direito.

Análises dos dados

Os resultados das tensões dissipadas nos dentes, foram obtidos e analisados por meio do software HyperWorks v22.3 (Altair Engineering Inc, 2022, Troy, EUA).

RESULTADOS

Os resultados das simulações mostraram que os casos 1, 4, 7 e 8 não apresentaram diferenças relevantes entre os lados das articulações temporomandibulares, indicando comportamento biomecânico simétrico nesses modelos. Por outro lado, os casos 2, 3, 5, 6 e 9 exibiram pequenas discrepâncias entre os lados, embora de baixa magnitude. Destaca-se,

porém, o caso 10, que apresentou a maior assimetria observada, com um aumento expressivo das tensões no lado esquerdo da articulação, evidenciando um desbalanceamento biomecânico significativamente mais pronunciado (Fig. 4; Tabela 3).

Ao analisar o somatório das forças, observou-se que os casos 2, 3, 4, 5, 6 e 7 apresentaram apenas um discreto aumento nos valores resultantes, indicando variações de baixa magnitude entre os modelos. Em contraste, o caso 10 revelou um incremento significativamente maior, destacando-se como o cenário com a alteração mais pronunciada dentre todos os avaliados (Fig. 4; Tabela 3).

Nos discos articulares, observou-se que a maior concentração de cargas ocorreu na face inferior, especialmente em sua porção periférica, onde se registraram os maiores valores de tensão. As regiões central e posterior apresentaram menores intensidades de tensão. Na face superior, as maiores tensões foram identificadas na região anterior. Além disso, verificou-se, no caso 10, um aumento expressivo das tensões no disco do lado esquerdo (Fig. 5).

DISCUSSÃO

Os resultados demonstraram padrões semelhantes de distribuição de tensões no disco articular, exceto no cenário com interferência oclusal, no qual foi observado comportamento biomecânico distinto. Essa diferença parece estar relacionada à localização do contato oclusal, corroborando evidências de que variações oclusais influenciam significativamente a distribuição das tensões articulares.[7,13]

As maiores concentrações de tensões ocorreram predominantemente nas regiões periféricas do disco articular, em consonância com estudos prévios que descrevem maior exposição dessas áreas às cargas condilares.[7,13]

A literatura indica que contatos oclusais bem distribuídos promovem dissipação mais homogênea das forças mastigatórias.[27] Em contrapartida, desequilíbrios oclusais aumentam a

concentração de tensões na ATM, favorecendo sobrecarga mecânica e potenciais manifestações de disfunção temporomandibular.[28,35] Assim, os achados reforçam a importância de esquemas oclusais balanceados para a proteção biomecânica das articulações temporomandibulares, com relevância direta tanto para a Prótese Dentária quanto para a Ortodontia.

No cenário de interferência oclusal, observou-se a maior discrepância entre as cargas articulares simuladas, com valores de 383 N no lado direito e 552 N no lado esquerdo, correspondente ao lado contralateral à interferência. Essa assimetria é consistente com a literatura que associa interferências oclusais e desvios da linha média mandibular — frequentemente relacionados a interferências unilaterais — a alterações funcionais do sistema estomatognático, incluindo dores musculares e maior risco de deslocamento do disco articular. Contudo, embora algumas interferências funcionais possam contribuir para esse risco, a oclusão isoladamente apresenta baixo valor preditivo clínico, sendo indispensável considerar, na avaliação e no manejo das disfunções temporomandibulares, a interação com fatores biomecânicos, neuromusculares, comportamentais e adaptativos.[10,13,19]

Embora a simetria facial absoluta seja rara, variações morfológicas são consideradas compatíveis com a normalidade funcional da articulação temporomandibular. Avaliações clínicas sugerem que diferenças superiores a aproximadamente 3% nos parâmetros de simetria podem estar associadas a desequilíbrios funcionais ou condições patológicas.[22-24] No entanto, no que se refere às forças articulares, há consenso de que a simetria funcional é preservada em cerca de 85% a 90% dos casos, sendo pequenas variações consideradas fisiológicas. Em consonância com esse entendimento, o presente estudo adotou uma condição de assimetria leve no modelo controle, com diferença de apenas 0,75% entre as cargas aplicadas nas articulações temporomandibulares.

Do ponto de vista clínico, os resultados indicam que interferências oclusais, mesmo localizadas, podem gerar redistribuições relevantes das cargas articulares, com potencial

impacto sobre a estabilidade do disco articular e a longevidade de reabilitações protéticas. Esses achados destacam a importância do planejamento oclusal criterioso, do ajuste preciso de contatos e do controle oclusal em pacientes com bruxismo.

Entre as limitações do presente estudo, ressalta-se que as propriedades mecânicas dos tecidos foram definidas com base em dados disponíveis na literatura e que o esmalte dentário foi modelado como material isotrópico, opção compatível com os objetivos propostos, porém potencialmente limitante quanto à representação de respostas micromecânicas. Adicionalmente, não foram consideradas variáveis individuais, como o dimorfismo muscular, o que pode restringir a extrapolação direta dos achados para condições clínicas específicas.

Por fim, a integração futura de dados clínicos, biomecânicos e morfológicos, associada a modelagens computacionais avançadas, poderá contribuir para o desenvolvimento de modelos ainda mais realistas e individualizados. Os achados reforçam que a análise oclusal em pacientes com bruxismo deve ser interpretada não apenas sob a perspectiva dentária, mas também articular, oferecendo subsídios relevantes para o diagnóstico e o planejamento protético.

CONCLUSÃO

Os resultados deste estudo evidenciam que as cargas geradas pelo bruxismo, mesmo sob condições de oclusão equilibrada, são capazes de produzir tensões significativas nas articulações temporomandibulares. Observou-se que alterações no equilíbrio oclusal modificam de forma relevante o padrão de distribuição das cargas transmitidas à ATM, resultando em mudanças na magnitude e na localização das tensões articulares. A presença de interferências oclusais intensificou esses efeitos, gerando um desequilíbrio biomecânico expressivo entre as ATM, com aumento de tensões principalmente nas regiões articulares submetidas à sobrecarga funcional.

REFERÊNCIAS

1. Stuart CE. Good occlusion for natural teeth. J Prosthet Dent. 1964; 14: 716-24.
2. Jensen WO. Alternate occlusal schemes. J Prosthet Dent. 1991; 65(1): 54-55. doi:10.1016/0022-3913(91)90047-z.
3. De Oliveira BF, Seraidarian PI, de Oliveira SG, Landre J Jr, Pithon MM, Oliveira DD. Tooth displacement in shortened dental arches: a three-dimensional finite element study. J Prosthet Dent. 2014; 111(6): 460-5. doi: 10.1016/j.prosdent.2013.07.022.
4. Gomes de Oliveira S, Seraidarian PI, Landre J Jr, Oliveira DD, Cavalcanti BN. Tooth displacement due to occlusal contacts: a three-dimensional finite element study. J Oral Rehabil. 2006; 33(12): 874-80. doi:10.1111/j.1365-2842.2006.01670. x.
5. 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): 123-31. doi: 10.1016/j.prosdent.2022.05.025.
6. Koolstra JH, van Eijden TM. Combined finite-element and rigid-body analysis of human jaw joint dynamics. J Biomech. 2005; 38(12): 2431-9. doi: 10.1016/j.jbiomech.2004.10.014.
7. Kattadiyil MT, Alzaid AA, Campbell SD. The relationship between centric occlusion and the maximal intercuspal position and their use as treatment positions for complete mouth rehabilitation: best evidence consensus statement. J Prosthodont. 2021; 30(S1): 26-33. doi:10.1111/jopr.13316.
8. Kiviahde H, Silvola AS, Pesonen P, Sipilä K, Raustia A, Pirttiniemi P. Occlusal characteristics in facial pain cases and controls: 12-year follow-up of the Northern Finland Birth Cohort 1966. Cranio. 2022; 40(5): 394-400. doi:10.1080/08869634.2020.1745499.

9. Huang GJ, LeResche L, Critchlow CW, Martin MD, Drangsholt MT. Risk factors for diagnostic subgroups of painful temporomandibular disorders. J Dent Res. 2002; 81(4): 284-8. doi:10.1177/154405910208100412.

10. Landi N, Manfredini D, Tognini F, Romagnoli M, Bosco M. Quantification of the relative risk of multiple occlusal variables for muscle disorders of the stomatognathic system. J Prosthet Dent. 2004; 92(2): 190-5. doi: 10.1016/j.prosdent.2004.05.013.

11. Tanaka E, Detamore MS, Tanimoto K, Kawai N. Lubrication of the temporomandibular joint. Ann Biomed Eng. 2008; 36(1): 14-29. doi:10.1007/s10439-007-9401-z.

12. Lavigne GJ, Khoury S, Abe S, Yamaguchi T, Raphael K. Bruxism physiology and pathology: an overview for clinicians. J Oral Rehabil. 2008; 35(7): 476-94. doi:10.1111/j.1365-2842.2008.01881. x.

13. Chiappe G, Fantoni F, Landi N, Biondi K, Bosco M. Clinical value of 12 occlusal features for the prediction of disc displacement with reduction (RDC/TMD Axis I group IIa). J Oral Rehabil. 2009; 36(5): 322-9. doi:10.1111/j.1365-2842.2009.01942. x.

14. Kato T, Lavigne GJ. Sleep bruxism: a sleep-related movement disorder. Sleep Med Clin. 2010; 5(1): 9-35.

15. Hichijo N, Kawai N, Mori H, Sano R, Ohnuki Y, Okumura S, et al. Effects of the masticatory demand on the rat mandibular development. J Oral Rehabil. 2014; 41(8): 581-7. doi:10.1111/joor.12171.

16. Lobbezoo F, Lavigne GJ. Do bruxism and temporomandibular disorders have a cause-and-effect relationship? J Orofac Pain. 1997; 11(1): 15-23.

17. Thilander B, Rubio G, Pena L, de Mayorga C. Prevalence of temporomandibular dysfunction and its association with malocclusion in children and adolescents. Angle Orthod. 2002; 72(2): 146-54. doi:10.1043/0003-3219(2002)072<0146: POTDAI>2.0.CO;2.

18. Manfredini D, Lobbezoo F. Relationship between bruxism and temporomandibular disorders: a systematic review. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2010; 109(6): e26-e50. doi:10.1016/j.tripleo.2010.02.013.

19. Manfredini D, Guarda-Nardini L, Winocur E, Piccotti F, Ahlberg J, Lobbezoo F. Research diagnostic criteria for temporomandibular disorders: a systematic review of axis I epidemiologic findings. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2011; 112(4): 453-62. doi: 10.1016/j.tripleo.2011.04.021.

20. Ferrario VF, Sforza C, Miani A, Tartaglia G. Craniofacial morphometry by photographic evaluations. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1993; 103(4): 327-37. doi:10.1016/0889-5406(93)70013-E.

21. Bader G, Lavigne GJ. Sleep bruxism: an overview of an oromandibular sleep movement disorder. Sleep Med Rev. 2000; 4(1): 27-43. doi:10.1053/smrv.1999.0070.

22. Haraguchi S, Takada K, Yasuda Y. Facial asymmetry in subjects with skeletal Class III deformity. Angle Orthod. 2002; 72(1): 28-35. doi:10.1043/0003-3219(2002)072<0028: FAISWS>2.0.CO;2.

23. Katsumata A, Fujishita M, Maeda M, Ariji Y, Ariji E, Langlais RP. 3D-CT evaluation of facial asymmetry. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2005; 99(2): 212-20. doi: 10.1016/j.tripleo.2004.06.072.

24. 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. doi:10.3390/diagnostics15060702.

25. Korioth TW, Hannam AG. Deformation of the human mandible during simulated tooth clenching. J Dent Res. 1994; 73(1): 56-66. doi:10.1177/00220345940730010801.

26. Pileicikiene G, Surna A, Barauskas R, Surna R, Basevicius A. Finite element analysis of stresses in the dental arches and TMJ articular discs during clenching. Stomatologija. 2007; 9(4): 121-8.

27. Citarella R, Armentani E, Caputo F, Naddeo A. FEM and BEM analysis of a human mandible with temporomandibular joints. Open Mech Eng J. 2012; 6:100-14. doi: 10.2174/1874155X01206010100

28. Commisso MS, Martínez-Reina J, Mayo J. A study of the temporomandibular joint during bruxism. Int J Oral Sci. 2014; 6(2): 116-23. doi:10.1038/ijos.2014.4.

29. Sagl B, Schmid-Schwap M, Piehslinger E, Kronnerwetter C, Kundi M, Trattnig S, et al. In vivo prediction of temporomandibular joint disc thickness and position changes. J Anat. 2019; 234(5): 718-27.

30. Sagl B, Schmid-Schwap M, Piehslinger E, Kundi M, Stavness I. A dynamic jaw model with a finite-element temporomandibular joint. Front Physiol. 2019; 10:1156. doi:10.3389/fphys.2019.01156.

31. Ortún-Terrazas J, Cegoñino J, Pérez del Palomar A. In silico study of cuspid periodontal ligament damage. Comput Methods Programs Biomed. 2020; 184: 105107. doi: 10.1016/j.cmpb.2019.105107.

32. Sagl B, Schmid-Schwap M, Piehslinger E, Kundi M, Stavness I. Effect of facet inclination and location on TMJ loading during bruxism. J Adv Res. 2021; 35: 25-32. doi: 10.1016/j.jare.2021.04.009.

33. Sagl B, Schmid-Schwap M, Piehslinger E, Rausch-Fan X, Stavness I. Effect of tooth cusp morphology and grinding direction on TMJ loading during bruxism. Front Physiol. 2022; 13: 964930. doi:10.3389/fphys.2022.964930.

34. Gong Y, Zhu J, Zheng F, Yunfan Z. Associations between condylar height relative to occlusal plane and TMJ loading. Sci Rep. 2024; 14: 28919. doi:10.1038/s41598-024-80442-x.

35. Rajbhoj AA, Parchake P, Begnoni G, Willems G, Cadenas de Llano-Pérula M. Dental changes in humans with untreated normal occlusion throughout life. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2021; 160(3): 340-362.e3. doi: 10.1016/j.ajodo.2021.02.014.

36. Fedorov A, Beichel R, Kalpathy-Kramer J, Finet J, Fillion-Robin JC, Pujol S, et al. 3D Slicer as an image computing platform. Magn Reson Imaging. 2012; 30(9): 1323-41.

37. Li H, Zhou ZR. Wear behaviour of human teeth in dry and artificial saliva conditions. Wear. 2001;249(10–11):980–984. doi:10.1016/S0043-1648(01)00835-3.

38. Holmes DC, Diaz-Arnold AM, Leary JM. Influence of post dimension on stress distribution in dentin. J Prosthet Dent. 1996; 75(2): 140-7. doi:10.1016/S0022-3913(96)90090-6.

39. Yang HS, Lang LA, Felton DA. Finite element stress analysis of splinting in fixed partial dentures. J Prosthet Dent. 1999; 81(6): 721-8. doi:10.1016/S0022-3913(99)70113-7.

40. Tanaka E, del Pozo R, Tanaka M, Asai D, Hirose M, Iwabe T, et al. Three-dimensional finite element analysis of the temporomandibular joint. Med Eng Phys. 2004; 26(6): 503-11. doi:10.1016/j.medengphy.2004.03.001.

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

Estrutura Anatômica	Modulo de Elasticidade (GPa)	Coeficiente de Poisson
Osso cortical [a]	13.7	0.3
Osso esponjoso [a]	1.37	0.3
Esmalte [a]	84.1	0.2
Dentina [a]	18.4	0.31
Ligamento periodontal [b]	0.05	0.49
Disco Articular [c]	0.0441	0.4

Fonte: a: Yang, Lang e Felton[39]; b: Holmes, Diaz-Arnold e Leary[38]; c: Tanaka et al.[40]

Tabela 2 Força aplicada nos respectivos músculos

MUSCULATURA	Força (N)	% de força	
		Direito	**Esquerdo**
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
Pterigoideo Lateral Inferior	66,90	0,27	0,27
Pterigoideo Lateral Superior	28,70	0,59	0,59
Digástrico Anterior	40,00	0,28	0,28

Fonte: Korioth e Hannam[25]

Tabela 3 Valores em N/cm² das cargas nas ATM direita e esquerda e a diferença em porcentagem entre os lados nas simulações realizadas

	ATM D	ATM E	% DIFERENÇA	SOMATÓRIO
CASO 1	399	402	0,75%	801
CASO 2	397	412	3,78%	809
CASO 3	426	409	4,16%	835
CASO 4	409	413	0,98%	822
CASO 5	428	408	4,90%	836
CASO 6	414	406	1,97%	820
CASO 7	411	407	0,98%	818
CASO 8	399	402	0,75%	801
CASO 9	391	397	1,53%	788
CASO 10	383	552	44,13%	935

LEGENDAS

Figura 1. Reconstrução tridimensional de tomografia computadorizada da maxila e mandíbula após conversão em STL. Na coloração dourada os discos e dentes. À direita maior detalhamento anatômico dos dentes

Figura 2. Modelo de Elemento Finito de maxila e mandíbula elaborado pelo software HyperMesh (Altair Engineering Inc - EUA). À direita ligamento periodontal evidenciado pela coloração bege

Figura 3. Restrições elástica nas ATM (a e b)

Figura 4. Diferenças entre as cargas concentradas nas ATM lado esquerdo e direito. Valores disponíveis em N/cm^2

Figura 5. a e b) Distribuição das tensões na face inferior do disco articular, a região superior da figura corresponde a região anterior do disco articular. Valores disponíveis em N/cm^2

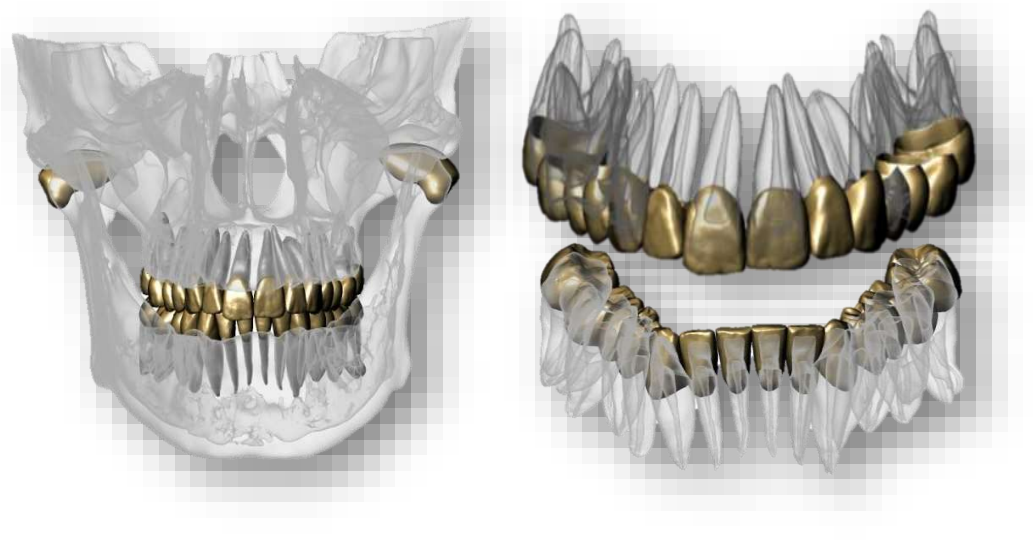


Figura 1.

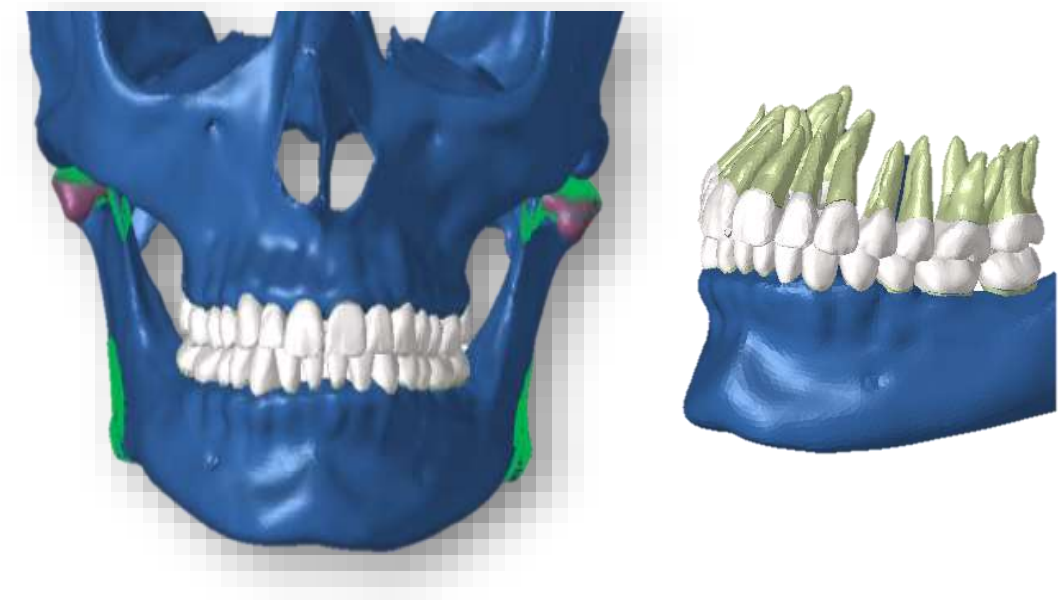


Figura 2.

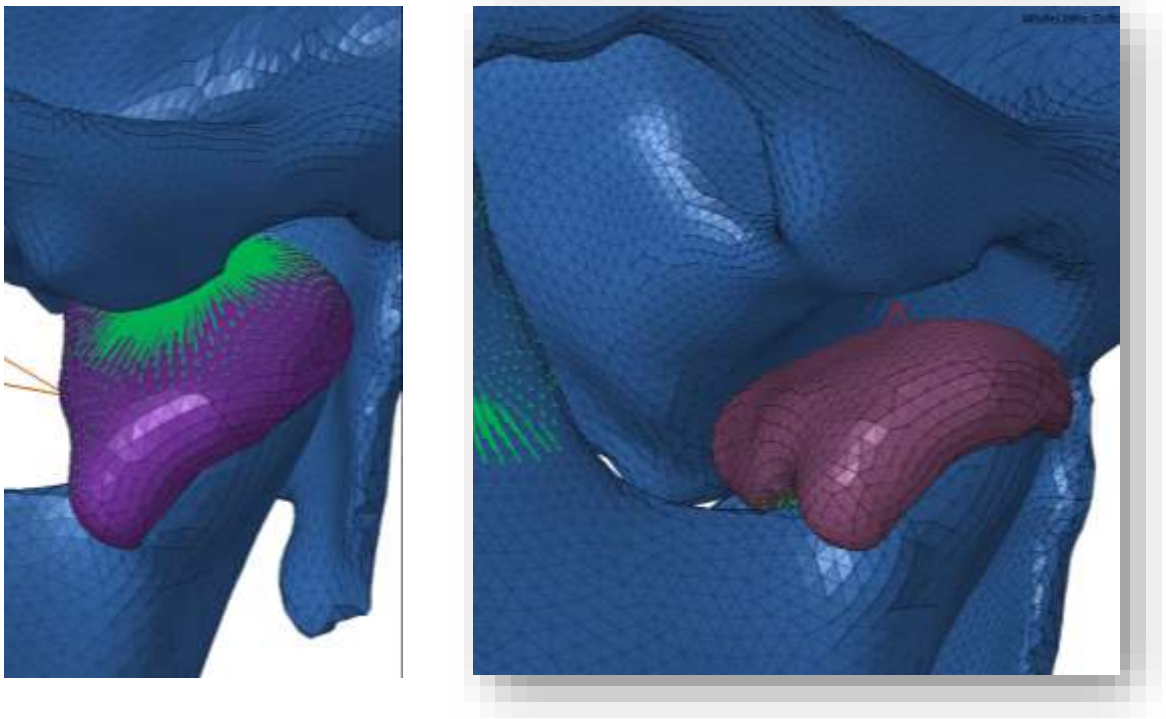


Figura 3.

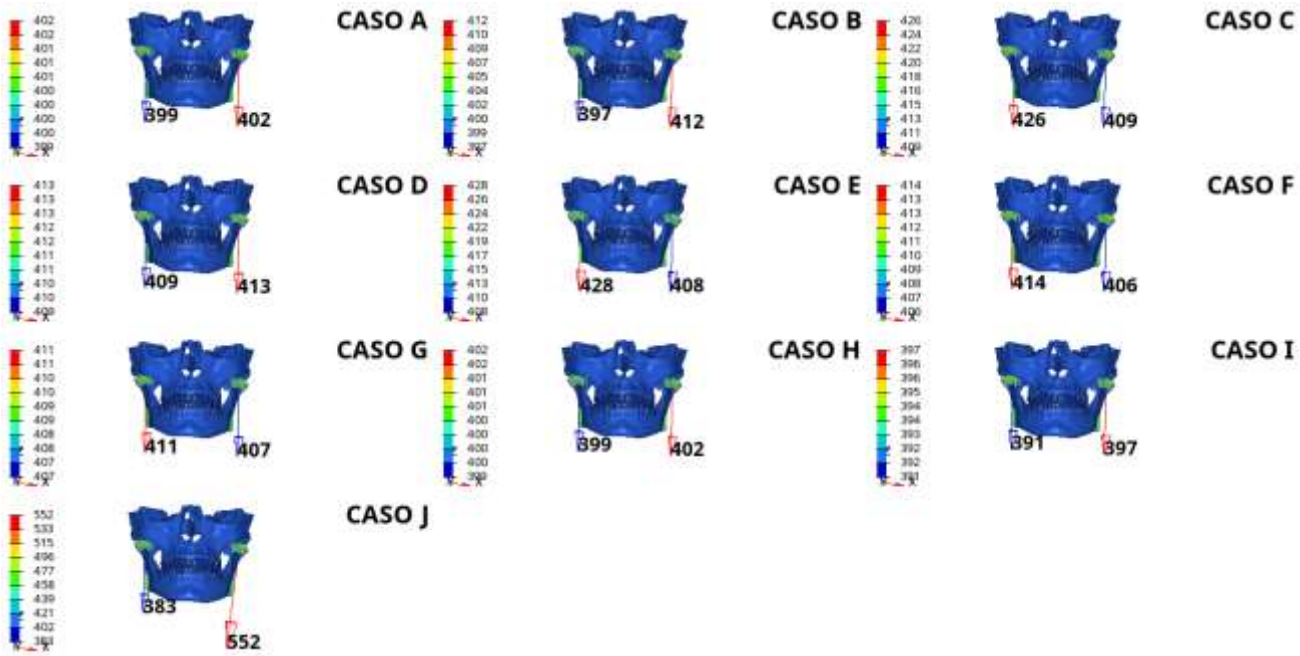


Figura 4.

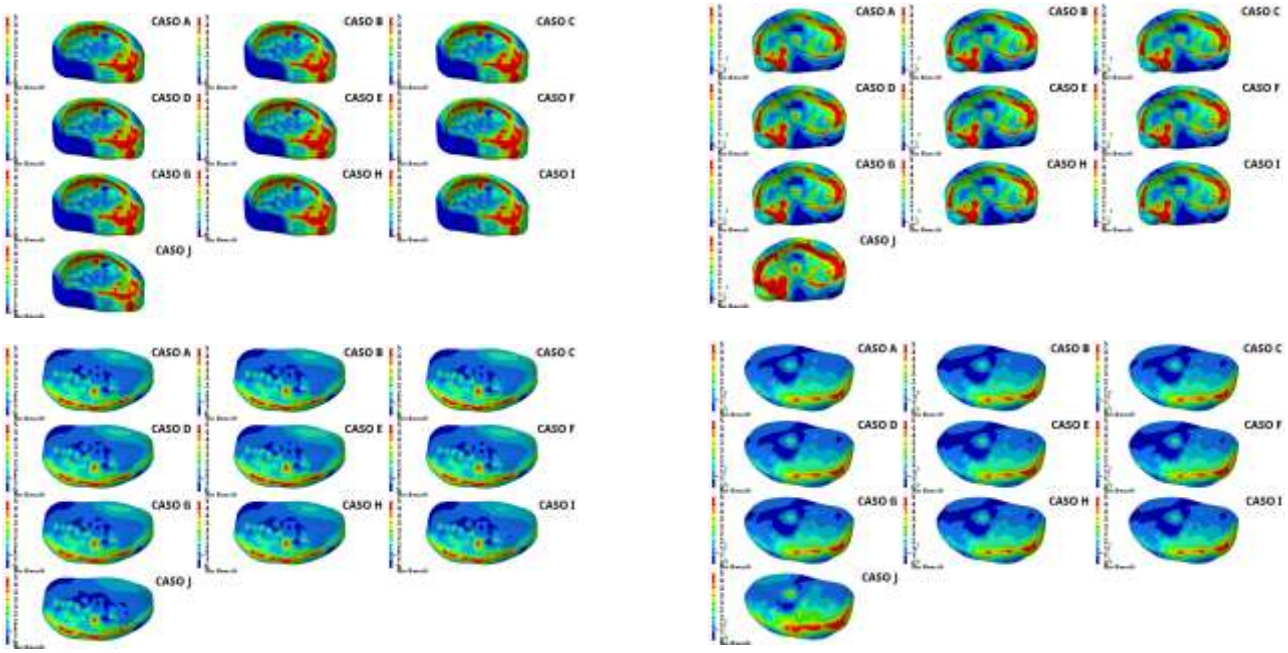

CASO A
CASO B
CASO C
CASO D
CASO E
CASO F
CASO G
CASO H
CASO I
CASO J
CASO A
CASO B
CASO C
CASO D
CASO E
CASO F
CASO G
CASO H
CASO I
CASO J
CASO A
CASO B
CASO C
CASO D
CASO E
CASO F
CASO G
CASO H
CASO I
CASO J
CASO A
CASO B
CASO C
CASO D
CASO E
CASO F
CASO G
CASO H
CASO I
CASO J

Figura 5.

7 ARTIGO CIENTÍFICO 2

ESTUDO DAS CARGAS TRANSMITIDAS AOS DENTES EM DIFERENTES PADRÕES DE CONTATOS OCLUSAIS, EM BRUXISMO TÔNICO: Análise de Elementos Finitos 3D

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

ESTUDO DAS CARGAS TRANSMITIDAS AOS DENTES EM DIFERENTES PADRÕES DE CONTATOS OCLUSAIS, EM BRUXISMO TÔNICO: ANÁLISE DE ELEMENTOS FINITOS 3D

Bruno Franco de Oliveira[1] Bruna Ferreira Lage[1], Jánes Landre Júnior[2], Paulo Isaías Seraidarian[3]

[1] Doutorando, Programa de Pós-graduação em Odontologia, Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, Belo Horizonte, Minas Gerais, Brasil.

[2] Professor, Departamento de Engenharia Mecânica, Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, Belo Horizonte, Minas Gerais, Brasil.

[3] Professor, Departamento de Odontologia, Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, Belo Horizonte, Minas Gerais, Brasil

Correspondência para o autor:

Bruno Franco de Oliveira

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 3319-4508

E-mail: brunfo@gmail.com

RESUMO

Declaração do problema: O bruxismo tônico gera cargas elevadas e repetitivas que podem comprometer as estruturas dentárias, sendo ainda limitada a compreensão da distribuição dessas tensões sob diferentes condições de desequilíbrio oclusal.

Propósito: Avaliar, por meio da Análise por Elementos Finitos, os efeitos das cargas geradas pela simulação do bruxismo tônico sobre os dentes, comparando um modelo com equilíbrio oclusal a cenários de desequilíbrio decorrentes de alterações nos contatos oclusais.

Materiais e métodos: Foi desenvolvido um modelo tridimensional de mandíbula e maxila a partir de tomografia computadorizada, incluindo tecidos duros e moles (osso cortical e medular, esmalte, dentina, polpa e ligamento periodontal), aos quais foram atribuídos módulos de elasticidade e coeficientes de Poisson correspondentes. As forças musculares foram aplicadas por meio de vetores nos pontos anatômicos dos músculos masseter, temporal, pterigoideo medial, pterigoideo lateral e digástrico, simulando a atividade muscular do bruxismo tônico, em diferentes padrões oclusais.

Resultados: As cargas simuladas do bruxismo tônico produziram tensões relevantes nas estruturas dentárias mesmo em condições de equilíbrio oclusal. O desequilíbrio oclusal resultou em intensificação das tensões, enquanto a presença de interferências oclusais promoveu concentrações localizadas de estresse.

Conclusões: Os resultados indicam que o bruxismo tônico pode gerar tensões significativas nos dentes, potencializadas por desequilíbrios oclusais, permitindo identificar regiões mais suscetíveis e contribuindo para a compreensão da concentração de cargas associadas a essa condição.

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

IMPLICAÇÕES CLÍNICAS

Os resultados deste estudo sugerem que variações nos contatos oclusais podem alterar de forma significativa a concentração das tensões transmitidas aos dentes durante episódios de bruxismo. Esse achado reforça a importância da avaliação detalhada da oclusão, especialmente em pacientes com sinais clínicos de desgaste dentário, fraturas por fadiga ou sensibilidade associadas ao bruxismo. A compreensão dos padrões de tensões e das regiões dentárias mais suscetíveis pode orientar estratégias preventivas e terapêuticas e monitoramento contínuo da estabilidade oclusal.

INTRODUÇÃO

O bruxismo é definido como uma atividade motora dos músculos mastigatórios que pode ocorrer durante o sono ou em vigília e não é considerado um distúrbio [1] O bruxismo do sono apresenta atividade muscular rítmica ou não rítmica, enquanto o bruxismo em vigília envolve contato dentário repetitivo ou aplicação sustentada de força mandibular, ambos com prevalência relevante na população geral.[2,3] Evidências indicam que o bruxismo do sono possui fisiopatologia predominantemente central e pode atuar como um indicador de disfunções do sono, independentemente de fatores periféricos, como interferências oclusais.[1]

A etiologia do bruxismo é multifatorial, envolvendo fatores psicológicos, biológicos e externos, incluindo alterações neuroquímicas, distúrbios do sono e uso de substâncias psicoativas, podendo ser classificado como primário ou secundário, este último associado a comorbidades como a síndrome da apneia e hipopneia obstrutiva do sono e a doença do refluxo gastroesofágico.[1, 4-10] Episódios repetitivos podem gerar forças oclusais excessivas, resultando em desgaste e fraturas dentárias, fraturas de restaurações, além de alterações periodontais e ósseas, com alta prevalência ao longo da vida.[11-13]

A compreensão dos contatos oclusais é fundamental para entender a interação entre os dentes e as tensões durante a oclusão e a mastigação.[14-21] A oclusão corresponde ao modo como os dentes superiores e inferiores se relacionam no fechamento mandibular, e uma oclusão adequada favorece funções mastigatórias e fonéticas eficientes. Alterações oclusais ou contatos inadequados podem gerar distribuição desigual das forças e desalinhamentos dentários, entre outras consequências clínicas.[22-28]

As Análises por Elementos Finitos (AEF) têm sido amplamente utilizadas na odontologia para investigar o comportamento biomecânico das estruturas do aparelho estomatognático, com confiabilidade demonstrada e aplicação consolidada em estudos que simulam condições clínicas complexas.[17,18, 29-37] Com base nessa abordagem, o presente estudo

realizou simulações computacionais por meio da AEF para avaliar, de forma controlada, a distribuição das tensões decorrentes do bruxismo sobre os elementos dentários, em diferentes situações de contato oclusal.

MATERIAL E MÉTODOS

Considerações éticas

Para a construção do modelo digital, utilizou-se uma tomografia computadorizada de feixe cônico previamente adquirida de um paciente adulto jovem, saudável, com dentição permanente completa (exceto terceiros molares), ausência de histórico de disfunção temporomandibular, oclusão Classe I de Angle e dentição íntegra, compatível com normalidade oclusal.[38] O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, Belo Horizonte, Brasil (protocolo nº 122/2011).

Construção do modelo digital

As imagens tomográficas em formato DICOM foram convertidas para o formato STL e segmentadas em dentes, maxila e mandíbula. As estruturas foram reconstruídas de forma independente no software 3D Slicer 5.10.0, sendo consideradas entidades anatômicas distintas[39] (Fig. 1a).

Na etapa subsequente, foram modeladas digitalmente as diferentes estruturas anatômicas, incluindo esmalte, dentina, polpa, osso cortical, osso medular e discos articulares, utilizando-se o software Meshmixer® (v3.5, Autodesk, EUA) (Fig. 1b).

Modelo de Elementos Finitos

O modelo tridimensional previamente construído foi importado para o software HyperMesh v22.3(Altair Engineering Inc., Troy, EUA), no qual foram geradas as malhas de elementos finitos das estruturas anatômicas mencionadas. A partir desse procedimento, obteve-se um modelo dinâmico de análise por elementos finitos do sistema mastigatório, incluindo a representação do ligamento periodontal (Fig. 2).

Propriedades mecânicas dos materiais e condições de contorno

A fixação da maxila foi definida por meio de elementos do tipo RBE2 (Rigidity Boundary Elements) aplicados à sua parede superior, com o objetivo de restringir os deslocamentos resultantes do fechamento mandibular.[17,18] Nas regiões de contato interproximal e interoclusal, adotou-se um coeficiente de atrito de 0,2, permitindo a transferência de deslocamentos entre as superfícies em contato.[40]

As articulações temporomandibulares foram representadas por restrições elásticas nas três direções principais (X, Y e Z), com a inserção de elementos de conexão entre o disco articular, o côndilo mandibular e a base craniana, de modo a impedir o deslocamento total do disco sem restringir sua mobilidade relativa.[33]

O modelo foi composto por 120.000 elementos do tipo CTRIA3 (2D), utilizados na representação das superfícies externas das estruturas anatômicas. Adicionalmente, foram empregados 2.589.761 elementos CTETRA4 (3D), responsáveis pela discretização volumétrica das estruturas internas. Após o teste de convergência, o modelo final apresentou um total de 3.215.321 elementos e 505.498 nós, cada nó com seis graus de liberdade, sendo três componentes de translação (X, Y e Z) e três de rotação (X, Y e Z).

As propriedades mecânicas específicas de cada estrutura anatômica foram atribuídas de acordo com a literatura, conforme apresentado na Tabela 1.[41-43]

Aplicação de forças

Vetores de força foram aplicados nas regiões correspondentes aos músculos, com o objetivo de caracterizar a ação muscular nas simulações. As forças foram distribuídas nas áreas de inserção de cada músculo, enquanto os vetores de direção foram orientados espacialmente de acordo com seus eixos principais (X, Y e Z), considerando as respectivas origens anatômicas (Fig. 3) (Tabela 2).[29,33,34]

Para simulação do bruxismo tônico e caracterização da força muscular, a força máxima aplicada por cada musculatura foi atribuída conforme tabela 2. Optou-se por utilizar a força máxima para simular o bruxismo tônico.[29]

Balanceamento do modelo

O modelo foi previamente carregado e balanceado utilizando o grupo controle, estabelecido a partir dos contatos dentários A, B e C, correspondentes às posições de parada e de equilíbrio nos molares e pré-molares.[17] Após a definição da condição oclusal de referência, foram aplicadas as cargas musculares simuladas (Fig. 4).

Para verificar a calibração do modelo e a adequação da direção das forças aplicadas, foram analisados os valores das cargas incidentes nas articulações temporomandibulares durante a simulação do grupo controle. Observou-se uma diferença de 0,75% entre os lados direito e esquerdo, indicando equilíbrio na direção das forças aplicadas e similaridade na distribuição das cargas articulares.[17]

Simulações realizadas

10 diferentes modelos de elementos finitos, com diferentes padrões oclusais foram criados. As simulações serão realizadas da seguinte maneira:

1. Bruxismo tônico com contatos A, B, C, parada e equilíbrio;
2. Bruxismo tônico com somente contatos A (lado esquerdo e direito);
3. Bruxismo tônico com somente contatos B (lado esquerdo e direito);
4. Bruxismo tônico com somente contatos C (lado esquerdo e direito);
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 (contato A de equilíbrio) no segundo molar do lado direito.

Análises dos dados

Os resultados das tensões dissipadas nos dentes, foram obtidos e analisados por meio do software HyperWorks v22.3 (Altair Engineering Inc, 2022, Troy, EUA).

RESULTADOS

1. **Bruxismo tônico com contatos A, B, C – condição de parada e equilíbrio (Figura 5):**
   - Maior concentração de tensões observada nos molares inferiores, principalmente nas regiões cervical vestibular e superfície oclusal.
   - Incisivos inferiores apresentaram tensões relevantes nas regiões interproximais.
2. **Bruxismo tônico com somente contatos A (Figura 5):**
   - Aumento das tensões nas regiões vestibulares dos dentes posteriores superiores, com tendência de propagação em direção à região cervical.

- Redução das tensões na superfície lingual dos dentes posteriores inferiores.
- Incisivos inferiores apresentaram menores tensões nas superfícies vestibular e lingual, quando comparados ao caso 1.

3. **Bruxismo tônico com somente contatos B (Figura 5):**
   - Redução das tensões na região vestibular dos primeiros e segundos molares, superiores e inferiores, em comparação ao caso 1.
   - Pré-molares superiores e inferiores exibiram discreto aumento de tensões cervicais nas faces vestibular e lingual.
4. **Bruxismo tônico com somente contatos C (Figura 5):**
   - Diminuição das tensões na área vestibular dos segundos molares superiores, sem alterações expressivas nos primeiros molares.
   - Aumento das tensões na região cervical lingual dos dentes posteriores inferiores e na face palatina dos posteriores superiores.
   - Incisivos inferiores apresentaram incremento de tensões comparado ao caso 1.
5. **Bruxismo tônico com contato A no lado esquerdo e B no lado direito (Figura 5):**
   - Lado direito apresentou padrão semelhante ao caso 3 (contatos B).
   - Lado esquerdo apresentou distribuição semelhante ao caso 2 (contatos A).
   - Incisivos inferiores não apresentaram diferenças em relação ao caso 1.
6. **Bruxismo tônico com contato A no lado esquerdo e C no lado direito (Figura 5):**
   - Lado direito com distribuição semelhante ao caso 4 (contatos C), com discreto aumento cervical e lingual em posteriores inferiores, além de maior tensão na face palatina dos posteriores superiores.
   - Lado esquerdo apresentou padrão semelhante ao caso 2 (contatos A).

- Incisivos inferiores demonstraram aumento de tensões em relação ao caso 1.

7. **Bruxismo tônico com contato B no lado esquerdo e C no lado direito (Figura 5):**
   - Lado direito reproduziu o padrão de tensões observado no caso 4 (contatos C).
   - Lado esquerdo apresentou distribuição semelhante ao caso 3 (contatos B).
   - Incisivos inferiores mostraram aumento das tensões em relação ao caso 1.
8. **Bruxismo tônico com contatos de parada (Figura 5):**
   - Ausência de diferenças significativas na distribuição das tensões quando comparado ao caso 1.
   - Na comparação com a condição de contatos de equilíbrio (caso 1), apresentou:
     - aumento de tensões nos molares inferiores na superfície vestibular;
     - redução das tensões na face vestibular dos dentes posteriores superiores.
9. **Bruxismo tônico com contatos de equilíbrio (Figura 5):**
   - Dentes posteriores superiores apresentaram aumento de tensão na região cervical vestíbulo-mesial.
   - Dentes posteriores inferiores mostraram padrão de tensões cervicais distribuídas mais para a região vestíbulo-distal.
   - Incisivos inferiores:
     - superfície vestibular: sem diferenças relevantes;
     - superfície lingual: redução das tensões em relação ao caso 1 e 8.
10. **Bruxismo tônico com interferência oclusal no contato A – 2º molar direito (Figura 5):**
    - Maior concentração de cargas entre todas as simulações.
    - Tensões intensas localizadas no segundo molar direito, com propagação para regiões cervicais dos dentes 2.4, 2.3 e 2.2.

- Elevadas tensões nas regiões interproximais inferiores, distribuindo-se do dente 4.7 ao dente 3.5.

DISCUSSÃO (explorar mais as questões de variações laterais de cargas)

Os resultados indicam que o padrão de contatos oclusais influencia diretamente a distribuição e a magnitude das tensões durante o bruxismo tônico, com maior concentração na região cervical vestibular dos molares inferiores em condição de equilíbrio, corroborando evidências de que esses dentes são os principais responsáveis pela dissipação das cargas oclusais.[16] Tensões nos incisivos inferiores sugerem que forças de intercuspidação também podem ser transmitidas para áreas não tradicionalmente associadas ao suporte funcional direto.

A manipulação seletiva dos contatos oclusais evidenciou que pequenas variações na topografia oclusal promovem redistribuição significativa das forças, em concordância com estudos que demonstram a alta sensibilidade da oclusão a alterações microscópicas do esmalte e seu impacto no padrão de carga.[24,25] Embora a anisotropia prismática do esmalte possa influenciar a concentração de tensões conforme sua orientação espacial,[19] a modelagem isotrópica adotada mostrou-se adequada para a avaliação de padrões globais de carga, em consonância com abordagens clínicas.

A simulação com interferência oclusal localizada apresentou os maiores picos de tensão, em concordância com a “lei da diagonal” de Thielemann, revisitada por Miller[15] segundo a qual interferências posteriores induzem desvios funcionais mandibulares e contatos atípicos ao longo do trajeto mandibular. Esse deslocamento pode promover migração dos dentes anteriores devido ao acúmulo de tensões,[15] sugerindo que interferências pontuais atuam como amplificadores mecânicos, concentrando cargas cervicais e propagando tensões para estruturas adjacentes. Evidências clínicas associam essas interferências a maior prevalência de lesões cervicais não cariosas, microfraturas e desgaste localizado,[22,26,27] enquanto a sobrecarga

interproximal observada corrobora a natureza tridimensional da transmissão de forças durante o bruxismo.[29] Nesse contexto, os resultados do presente estudo assumem especial relevância ao fornecerem, por meio da análise de elementos finitos, uma base biomecânica para explicar sinais clínicos comuns e cada vez mais observados na prática odontológica, estabelecendo um elo conceitual entre manifestações clínicas e o comportamento biomecânico das estruturas dentárias.

Os resultados reforçam a relevância biomecânica das interferências e da necessidade de harmonização dos contatos oclusais no bruxismo tônico, uma vez que alterações oclusais mesmo microscópicas podem modificar o padrão de tensões e os locais de maior suscetibilidade a dano cumulativo. Clinicamente, interferências discretas podem atuar como fatores críticos no desenvolvimento de lesões cervicais não cariosas, abfrações e microfraturas do esmalte, sobretudo pela concentração de tensões na região cervical vestibular de molares e pré-molares, favorecendo a deformação flexural da coroa e a propagação de microtrincas na interface esmalte-dentina.

Evidências sugerem que a atividade parafuncional, caracterizada por forças excêntricas repetitivas, pode contribuir para a recorrência do apinhamento e para alterações biomecânicas dentárias, especialmente em indivíduos predispostos.[28] A concentração de tensões em molares e incisivos sob cargas típicas do bruxismo é confirmada pelo presente estudo, indicando o papel crítico dessas regiões na dissipação de forças.[23,24] Tensões interproximais nos incisivos inferiores sugerem ainda potencial impacto sobre mobilidade dentária, desgaste incisal e exacerbação de alterações periodontais iniciais em pacientes com bruxismo.

As limitações deste estudo estão relacionadas às premissas adotadas na construção do modelo computacional. As propriedades mecânicas atribuídas aos tecidos dentários e periodontais basearam-se em dados disponíveis na literatura, os quais apresentam variabilidade e ausência de padronização, podendo influenciar a magnitude dos valores de tensão obtidos.

Dessa forma, os resultados devem ser interpretados com cautela, sendo mais apropriados para a análise comparativa dos padrões de distribuição de tensões do que para inferências quantitativas diretas ou extrapolações clínicas individuais.

Em um futuro próximo, a personalização dos cálculos biomecânicos, a partir de dados relacionados ao dimorfismo muscular, associada a avaliações clínicas detalhadas e a modelagens computacionais mais avançadas, incluindo o uso de inteligência artificial, poderá auxiliar o cirurgião-dentista na compreensão dos mecanismos de dano e adaptação associados ao bruxismo. Apesar das limitações do modelo empregado, os resultados do presente estudo contribuem para a identificação de padrões biomecânicos e de regiões potencialmente mais suscetíveis à sobrecarga, oferecendo subsídios para o raciocínio clínico, o planejamento terapêutico e a adoção de estratégias preventivas mais individualizadas na prática odontológica.

CONCLUSÃO

As cargas geradas pelo bruxismo tônico, mesmo em condições de oclusão equilibrada, foram capazes de produzir tensões significativas nos elementos dentários. As diferentes condições de desequilíbrio oclusal alteraram de forma relevante o padrão de distribuição das tensões, com aumento da sobrecarga pontual sobre os molares, pré-molares e incisivos inferiores. Além disso, a presença de interferências oclusais intensificou tensões localizadas, especialmente sobre os segundos molares e na região dos pré-molares contralaterais, evidenciando a influência dos padrões oclusais na concentração de cargas durante episódios de bruxismo.

REFERÊNCIAS

1. 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): 837-44. doi:10.1111/joor.12663.
2. Zieliński G, Pająk-Zielińska B, Ginszt M. A meta-analysis of the global prevalence of temporomandibular disorders. J Clin Med. 2024; 13(5): 1365. doi:10.3390/jcm13051365.
3. Manfredini A, Saracutu OI, Ferrari M, Pollis M, Manfredini D. Sleep bruxism self-report and awake bruxism: An ecological momentary assessment. Oral Dis. 2025; 31(11): 3201-10. doi:10.1111/odi.15400.
4. Wieczorek 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.
5. 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): 549-56.
6. de Baat C, Verhoeff MC, 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. doi: 10.1111/joor.13061.
7. Manfredini D, Ahlberg J, Lobbezoo F. Bruxism definition: Past, present, and future—What should a prosthodontist know? J Prosthet Dent. 2022; 128(5): 905-12. doi:10.1016/j.prosdent.2021.01.026.
8. Smardz J, Martynowicz H, Wojakowska A, Winocur-Arias O, Michalek-Zrabkowska M, Mazur G, et al. Relationship between sleep bruxism intensity and sleep quality: A polysomnographic study. Cranio. 2022; 40(2): 107-12. doi: 10.1080/08869634.2020.1716466.

9. Kato T, Higashiyama M, Katagiri A, Toyoda H, Yamada M, Minota N, et al. Understanding the pathophysiology of sleep bruxism: Human and animal studies. J Oral Biosci. 2023; 65: 156-62. doi: 10.1016/j.job.2023.04.005.

10. 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. doi: 10.1111/jsr.13827.

11. Bader G, Lavigne G. Sleep bruxism: An overview of an oromandibular sleep movement disorder. Sleep Med Rev. 2000; 4(1): 27-43. doi:10.1053/smrv.1999.0070.

12. 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. doi:10.3390/diagnostics15060702.

13. Chrcanovic BR, Bergengren T, Stanisic N, Sohrabi S, Larsson C, Svensson P, et al. Relationship between bite force, bruxism, and fractures of teeth and dental restorations. Sci Rep. 2025; 15(1): 22752. doi:10.1038/s41598-025-07772-2.

14. Stuart CE. Good occlusion for natural teeth. J Prosthet Dent. 1964; 14: 716-24.

15. Miller TE. Thielemann's diagonal law of occlusion revisited. Compendium. 1991; 12(2): 114, 116, 118.

16. Kumagai H, Suzuki T, Hamada T, Sondang P, Fujitani M, Nikawa H. Occlusal force distribution on the dental arch during various levels of clenching. J Oral Rehabil. 1999; 26(12): 932-5. doi:10.1046/j.1365-2842.1999.00473.x.

17. Gomes de Oliveira S, Seraidarian PI, Landre J Jr, Oliveira DD, Cavalcanti BN. Tooth displacement due to occlusal contacts: A three-dimensional finite element study. J Oral Rehabil. 2006; 33(12): 874-80. doi:10.1111/j.1365-2842.2006.01670.x.

18. De Oliveira BF, Seraidarian PI, de Oliveira SG, Landre J Jr, Pithon MM, Oliveira DD. Tooth displacement in shortened dental arches: A three-dimensional finite element study. J Prosthet Dent. 2014; 111(6): 460-5. doi:10.1016/j.prosdent.2013.07.022.
19. Munari LS, Cornacchia TP, Moreira AN, Gonçalves JB, De Las Casas EB, Magalhães CS. Stress distribution in a premolar 3D model with anisotropic and isotropic enamel. Med Biol Eng Comput. 2015; 53(8): 751-8. doi:10.1007/s11517-015-1289-4.
20. 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): 123-31. doi:10.1016/j.prosdent.2022.05.025.
21. Jauregi M, Amezua X, Manso AP, Solaberrieta E. Positional influence of center of masticatory forces on occlusal contact forces using a digital occlusal analyzer. J Prosthet Dent. 2023; 129(6): 930.e1-930.e8. doi:10.1016/j.prosdent.2023.03.007.
22. Grippo JO, Simring M, Schreiner S. Attrition, abrasion, corrosion, and abfraction revisited: A new perspective on tooth surface lesions. J Am Dent Assoc. 2004;135(8):1109-18. doi:10.14219/jada.archive.2004.0369.
23. Johansson A, Omar R, Carlsson GE. Bruxism and prosthetic treatment: A critical review. J Prosthet Dent. 2011; 105(3): 127-36. doi:10.1016/j.jpor.2011.02.004.
24. Zhang H, Cui JW, Lu XL, Wang MQ. Finite element analysis on tooth and periodontal stress under simulated occlusal loads. J Oral Rehabil. 2017; 44(7): 526-36. doi:10.1111/joor.12512.
25. Saini H, Ackland DC, Gong L, Cheng, Röhrle O. Occlusal load modelling significantly impacts the predicted tooth stress response during biting: A simulation study. Comput Methods Biomech Biomed Engin. 2020; 23(7): 261-70. doi:10.1080/10255842.2020.1711886.

26. Kattadiyil MT, Alzaid AA, Campbell SD. Relationship between centric occlusion and maximal intercuspal position for complete mouth rehabilitation. J Prosthodont. 2021; 30(S1): 26-33. doi:10.1111/jopr.13316.

27. Kiviahde H, Silvola AS, Pesonen P, Sipilä K, Raustia A, Pirttiniemi P. Occlusal characteristics in facial pain cases and controls: 12-year follow-up of the Northern Finland Birth Cohort 1966. Cranio. 2022; 40(5): 394-400. doi:10.1080/08869634.2020.1745499.

28. Daoud R, Bencze MA, Albu CC, Teodorescu E, Dragomirescu AO, Dincä OM, et al. Morphological characteristics of teeth and dental arches as predictors of dental crowding. Med Pharm Rep. 2023; 96(2): 211-20. doi:10.15386/mpr-2557.

29. Korioth TW, Hannam AG. Deformation of the human mandible during simulated tooth clenching. J Dent Res. 1994;73(1):56-66. doi:10.1177/00220345940730010801.

30. Citarella R, Armentani E, Caputo F, Naddeo A. FEM and BEM analysis of a human mandible with temporomandibular joints. Open Mech Eng J. 2012; 6:100-14. doi: 10.2174/1874155X01206010100.

31. Commisso MS, Martínez-Reina J, Mayo J. Temporomandibular joint during bruxism: A biomechanical study. Int J Oral Sci. 2014; 6(2): 116-23. doi:10.1038/ijos.2014.4.

32. Sagl B, Schmid-Schwap M, Piehslinger E, Kronnerwetter C, Kundi M, Trattnig S, et al. In vivo prediction of temporomandibular joint disc thickness and position changes. J Anat. 2019; 234(5): 718-27.

33. Sagl B, Schmid-Schwap M, Piehslinger E, Kundi M, Stavness I. A dynamic jaw model with a finite-element temporomandibular joint. Front Physiol. 2019; 10:1156. doi:10.3389/fphys.2019.01156.

34. Ortún-Terrazas J, Cegoñino J, Pérez del Palomar A. In silico study of cuspid periodontal ligament damage. Comput Methods Programs Biomed. 2020; 184: 105107. doi: 10.1016/j.cmpb.2019.105107.

35. Ortún-Terrazas J, Fagan MJ, Cegoñino J, Illipronti-Filho E, Del Palomar AP. Biomechanical evaluation of unilateral crossbite and craniofacial asymmetry. Comput Methods Programs Biomed. 2022; 217: 106703. doi:10.1016/j.cmpb.2022.106703.

36. Sagl B, Schmid-Schwap M, Piehslinger E, Kundi M, Stavness I. Effect of facet inclination and location on TMJ loading during bruxism. J Adv Res. 2021; 35: 25-32. doi: 10.1016/j.jare.2021.04.009.

37. Sagl B, Schmid-Schwap M, Piehslinger E, Rausch-Fan X, Stavness I. Effect of tooth cusp morphology and grinding direction on TMJ loading during bruxism. Front Physiol. 2022; 13: 964930. doi:10.3389/fphys.2022.964930.

38. Rajbhoj AA, Parchake P, Begnoni G, Willems G, Cadenas de Llano-Pérula M. Dental changes in humans with untreated normal occlusion throughout life. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2021; 160(3): 340-362.e3. doi: 10.1016/j.ajodo.2021.02.014.

39. Fedorov A, Beichel R, Kalpathy-Kramer J, Finet J, Fillion-Robin JC, Pujol S, et al. 3D Slicer as an image computing platform. Magn Reson Imaging. 2012; 30(9): 1323-41.

40. Li H, Zhou ZR. Wear behavior of human teeth in dry and artificial saliva conditions. Wear. 2001; 249(10-11): 980-4. doi:10.1016/S0043-1648(01)00835-3.

41. Holmes DC, Diaz-Arnold AM, Leary JM. Influence of post dimension on stress distribution in dentin. J Prosthet Dent. 1996; 75(2): 140-7. doi:10.1016/S0022-3913(96)90090-6.

42. Tanaka E, del Pozo R, Tanaka M, Asai D, Hirose M, Iwabe T, et al. Three-dimensional finite element analysis of the temporomandibular joint. Med Eng Phys. 2004; 26(6): 503-11. doi:10.1016/j.medengphy.2004.03.001.

43. Yang HS, Lang LA, Felton DA. Finite element stress analysis of splinting in fixed partial dentures. J Prosthet Dent. 1999; 81(6): 721-8. doi:10.1016/S0022-3913(99)70113-7.

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

Estrutura Anatômica	Modulo de Elasticidade (GPa)	Coeficiente de Poisson
Osso cortical [a]	13.7	0.3
Osso medular [a]	1.37	0.3
Esmalte [a]	84.1	0.2
Dentina [a]	18.4	0.31
Ligamento periodontal [b]	0.05	0.49
Disco Articular [c]	0.0441	0.4

Tabela 2 Força aplicada nos respectivos músculos

MUSCULATURA	Força (N)	% de força	
		Direito	**Esquerdo**
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
Pterigoideo Lateral Inferior	66,90	0,27	0,27
Pterigoideo Lateral Superior	28,70	0,59	0,59
Digástrico Anterior	40,00	0,28	0,28

LEGENDAS

Figura 1. Reconstrução tridimensional de tomografia computadorizada da maxila e mandíbula após conversão em STL. (Elaborados pelos programas 3D Slicer (Fedorov et al., 2012) e Meshmixer® (v3.5, Autodesk, São Rafael, EUA).

Figura 2. Modelo de Elemento Finito de maxila e mandíbula elaborado pelo software HyperMesh (Altair Engineering Inc - EUA). À direita ligamento periodontal evidenciado pela coloração bege.

Figura 3. Representação dos vetores de força musculares Masseter Superficial, Masseter Profundo, Pterigoideo Medial, Temporal Anterior, Temporal Médio, Temporal Posterior, Pterigoideo Lateral Inferior, Pterigoideo Lateral Superior e Digástrico Anterior.

Figura 4. Esquema de pontos de contatos oclusais A, B, C, parada e equilíbrio.

Figura 5. Distribuição das tensões nos dentes. Valores disponíveis em N/cm^2.

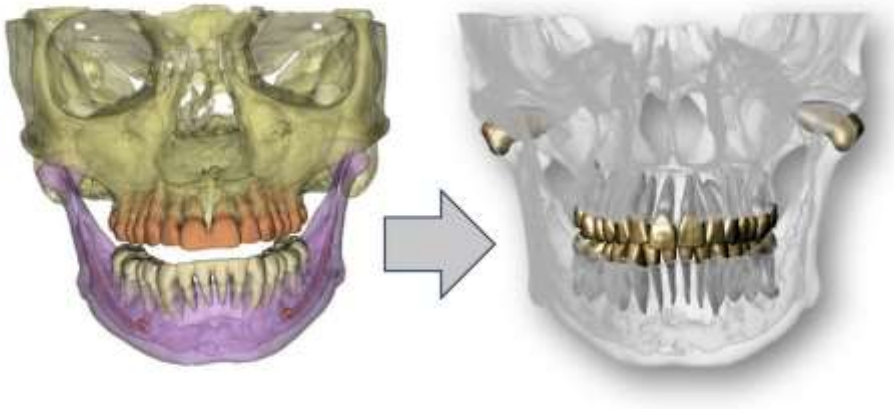


Figura 1.

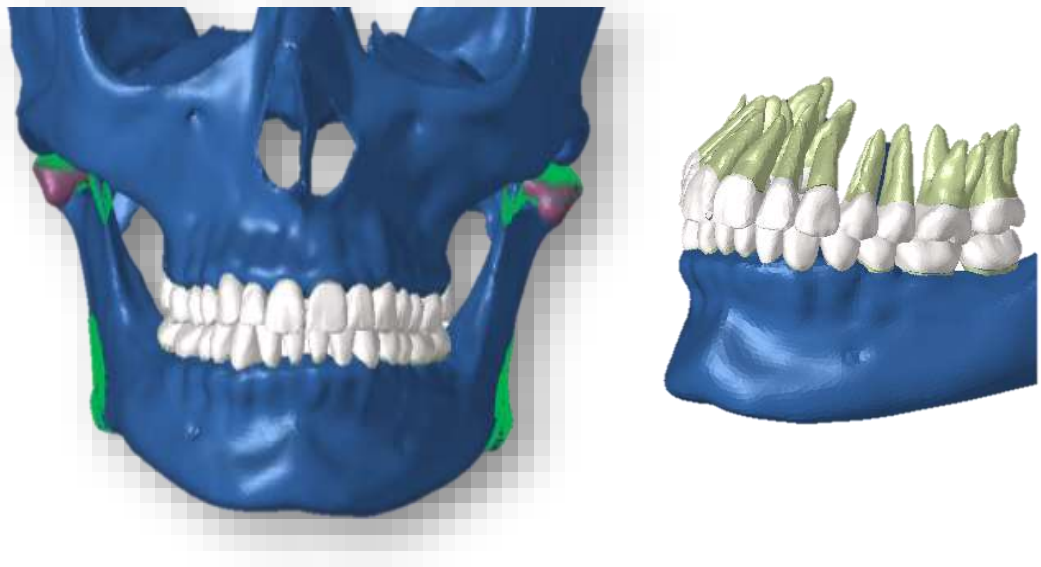


Figura 2.

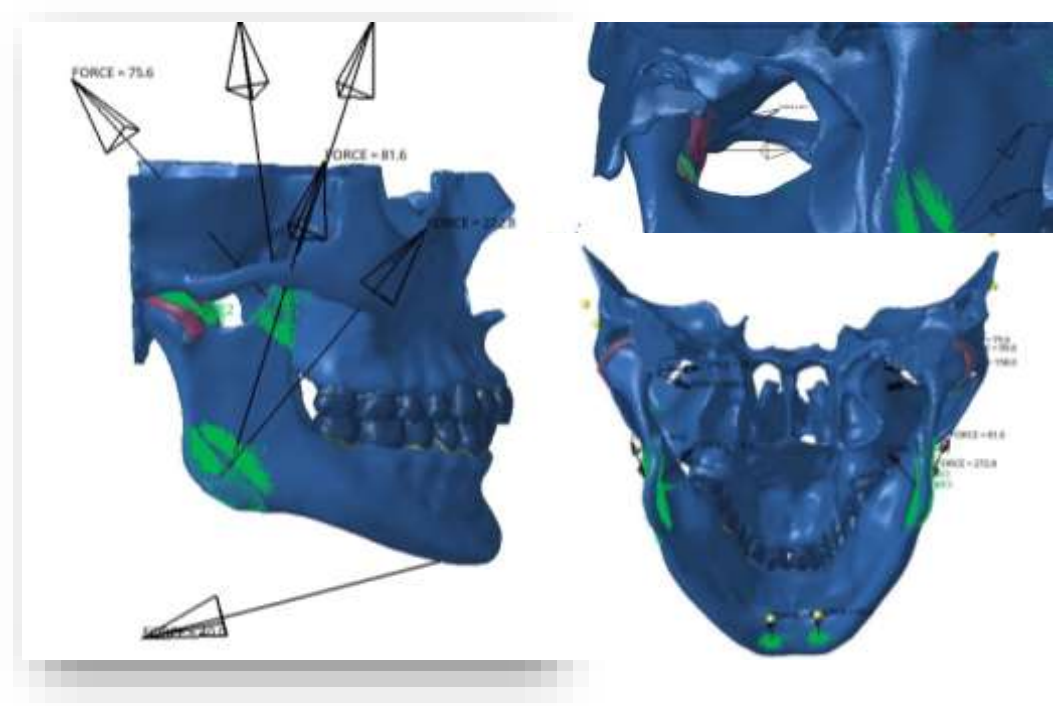


Figura 3.

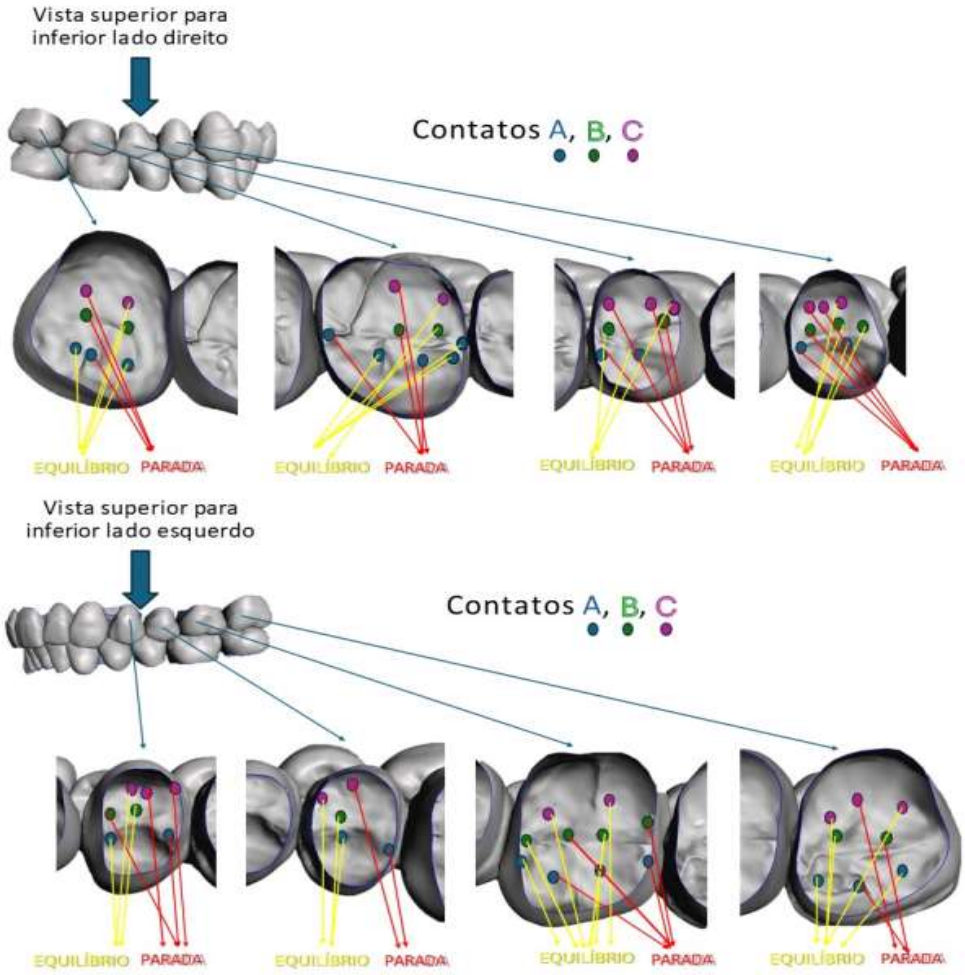


Figura 4.

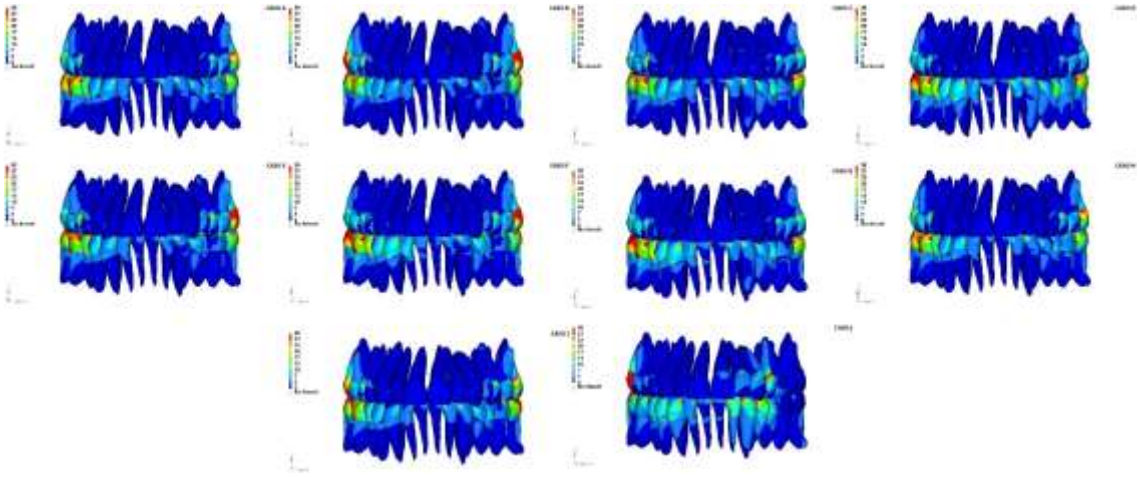


Figura 5.

8 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Os resultados deste estudo demonstram que as cargas geradas pelo bruxismo, mesmo em condições de oclusão equilibrada, são capazes de provocar tensões significativas nas estruturas do modelo analisado. Entre estas, os dentes foram os mais sobrecarregados e em menor grau, pelas articulações temporomandibulares. A ausência de um equilíbrio oclusal adequado alterou de forma relevante o padrão de distribuição das tensões, com maior impacto sobre os dentes. A magnitude e a localização das tensões nos dentes variam conforme o local e o tipo de contato oclusal. Além disso, a presença de interferências oclusais intensificou as tensões localizadas, atingindo de maneira pontual nos segundos molares, região dos pré-molares do lado oposto e gerou um desequilíbrio significativo nas ATM.

REFERÊNCIAS

ALPÍZAR, M.; CASTILLO, R.; CHINÈ, B. Thermal stress analysis by finite elements of a metal-ceramic dental bridge during the cooling phase of a glaze treatment. **Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials,** v. 104, n. 13, p. 103661, Apr. 2020. doi:10.1016/j.jmbbm.2020.103661.

ALTAIR. **Detailed course:** Teaching practical aspects of Finite Element Analysis. CTETRA4. 2023. Disponível em: https://altairuniversity.com/detailed-course-teaching-practical-aspects-fea/. Acesso em: 03 de jul. de 2023.

ALTAIR. **What is the difference between RBE-2 and RBE-3 elements?** Rigid Bodies. 2022. Disponível em: https://community.altair.com/community?id=community_question&sys_id=d9f99cb21be21954507ca6442a4bcbc1. Acesso em: 03 de jul. de 2023.

ALTAIR. **CTRIA3.** 2021. Disponível em: https://2021.help.altair.com/2021.2/hwsolvers/os/topics/solvers/os/ctria3_bulk_r.htm. Acesso em: 03 de jul. de 2023.

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. doi: 10.1053/smrv.1999.0070.

BENAISSA, A. *et al.* Stress influence on orthodontic system components under simulated treatment loadings. **Computer Methods and Programs in Biomedicine,** v. 195, p. 105569, Oct. 2000. doi: 10.1016/j.cmpb.2020.105569.

BETTI, B. F. *et al.* Effect of mechanical loading on the metabolic activity of cells in the temporomandibular joint: a systematic review. **Clinical Oral Investigations,** v. 22, n. 1, p. 57-67, Jan. 2018. doi: 10.1007/s00784-017-2189-9.

BOUTROS, N. N. *et al.* The effects of severe bruxism on sleep architecture: a preliminary report. **Clinical Electroencephalography**, v. 24, n. 2, p. 59-62, Apr. 1993.

CASTROFLORIO, T. *et al.* Sleep bruxism and related risk factors in adults: A systematic literature review. **Archives of Oral Biology**, v. 83, p. 25-32, Nov. 2017.

CHEN, Y. C.; LIN, C. L.; HOU, C. H. Investigating inlay designs of class II cavity with deep margin elevation using finite element method. **BMC Oral Health,** v. 21, n. 1, p. 264, May 2021. doi: 10.1186/s12903-021-01630-z.

CHIAPPE, G. *et al.* Clinical value of 12 occlusal features for the prediction of disc displacement with reduction (RDC/TMD Axis I group IIa). **Journal of Oral Rehabilitation,** v. 36, n. 5, p. 322-329, May 2009. doi: 10.1111/j.1365-2842.2009.01942.x.

CITARELLA, R. *et al.* A. FEM and BEM analysis of a human mandible with added temporomandibular joints. **The Open Mechanical Engineering Journal,** v. 6, n. 1, p. 100-114, Oct. 2012.

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, June 2014. doi: 10.1038/ijos.2014.4.

DAOUD, R. *et al.* Assessing the morphological characteristics of teeth and dental arches as potential predictors of dental crowding. **Medicine and Pharmacy Reports,** v. 96, n. 2, p. 211-220, Apr. 2023. doi: 10.15386/mpr-2557.

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.

DORLAND'S. **Illustrated medical dictionary.** 29th Edition. Philadelphia: Saunders; 2000.

FEDOROV, A. *et al.* 3D slicer as an image computing platform for the quantitative imaging network. **Magnetic Resonance Imaging,** v. 30, n. 9, p. 1323-1341, Nov. 2012.

GARRET, A. R.; HAWLEY, J. S. SRRI-associated bruxism: A systematic review of published case reports. **Neurology: Clinical Practice**, v. 8, n. 2, p. 135-141, Apr. 2018.

HICHIJO, N. *et al.* Effects of the masticatory demand on the rat mandibular development. **Journal of Oral Rehabilitation,** v. 41, n. 8, p. 581-587, Aug. 2014. doi: 10.1111/joor.12171.

HOLMES, D. C.; DIAZ-ARNOLD, A. M.; LEARY, J. M. Influence of post dimension on stress distribution in dentin. **The Journal of Prosthetic Dentistry,** v. 75, n. 2, p. 140-147, Feb. 1996. doi: 10.1016/s0022-3913(96)90090-6.

HOSOYA, H. *et al.* Relationship between sleep bruxism and sleep respiratory events in patients with obstructive sleep apnea syndrome. **Sleep and Breathing**, v. 18, n. 4, p. 837-844, Dec. 2014.

HUANG, G. J. *et al.* Risk factors for diagnostic subgroups of painful temporomandibular disorders (TMD). **Journal of Dental Research,** v. 81, n. 4, p. 284-288, Apr. 2002. doi: 10.1177/154405910208100412.

HUANG, S. F.; LO, L. J.; LIN, C. L. Biomechanical interactions of different mini-plate fixations and maxilla advancements in the Le Fort I Osteotomy: a finite element analysis. **Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering,** v. 19, n. 16, p. 1704-1713, Dec. 2016. doi: 10.1080/10255842.2016.1182631.

JAUREGI, M. *et al.* Positional influence of center of masticatory forces on occlusal contact forces using a digital occlusal analyzer. **The Journal of Prosthetic**

Dentistry, v. 129, n. 6, p. 930.e1-930.e8, June 2023. doi: 10.1016/j.prosdent.2023.03.007.

JENSEN, W. O. Alternate occlusal schemes**. The Journal of Prosthetic Dentistry,** v. 65, n. 1, p. 54-55, Jan. 1991. doi: 10.1016/0022-3913(91)90047-z.

JOHANSSON, A.; OMAR, R.; CARLSSON, G. E. Bruxism and prosthetic treatment: a critical review. **The Journal of Prosthetic Dentistry,** v. 55, n. 3, p. 127-136, July 2011. doi: 10.1016/j.jpor.2011.02.004.

KATO, T. *et al.* Topical review: sleep bruxism and the role of peripheral sensory influences. **Journal of Orofacial Pain,** v. 17, n. 3, p. 191-213, Summer 2003.

KATO, T. *et al.* Understanding the pathophysiology of sleep bruxism on human and animal studies: A narrative review. **Journal of Oral Biosciences,** v. 65, p. 156-162, Apr. 2023.

KATO, T.; LAVIGNE, G. J. Sleep bruxism: a sleep-related movement disorder. **Sleep Medicine Clinics,** v. 5, n. 1, p. 9-35, Mar. 2010.

KATTADIYIL, M. T.; ALZAID, A. A.; CAMPBELL, S. D. The relationship between centric occlusion and the maximal intercuspal position and their use as treatment positions for complete mouth rehabilitation: best evidence consensus statement. **Journal of Prosthodontics,** v. 30, n. S1, p. 26-33, Apr. 2021. doi: 10.1111/jopr.13316.

KIVIAHDE, H. *et al.* Occlusal characteristics in facial pain cases and controls - 12-year follow-up of the Northern Finland Birth Cohort (NFBC) 1966. **Cranio,** v. 40, n. 5, p. 394-400, Sept. 2022. doi: 10.1080/08869634.2020.1745499.

KORIOTH, T. W.; HANNAM, A. G. Deformation of the human mandible during simulated tooth clenching. **Journal of Dental Research,** v. 73, n. 1, p. 56-66, Jan. 1994. doi: 10.1177/00220345940730010801.

KORIOTH, T. W.; HANNAM, A. G. Mandibular forces during simulated tooth clenching. **Journal of Orofacial Pain,** v. 8, n. 2, p. 178-189, Spring 1994.

KORIOTH, T. W.; 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, May 1992. doi: 10.1002/ajpa.1330880107.

KUANG, B. *et al.* Associations between signs of sleep bruxism and insomnia: A polysomnographic study. **Journal of Sleep Research**, v. 32, n. 4, p. 1-9, 2023.

LANDI, N. *et al.* Quantification of the relative risk of multiple occlusal variables for muscle disorders of the stomatognathic system. **The Journal of Prosthetic Dentistry,** v. 92, n. 2, p. 190-195, Aug. 2004. doi: 10.1016/j.prosdent.2004.05.013.

LAVIGNE, G. J. *et al.* Bruxism physiology and pathology: an overview for clinicians. **Journal of Oral Rehabilitation,** v. 35, n. 7, p. 476-494, July 2008. doi: 10.1111/j.1365-2842.2008.01881.x.

LI, H.; ZHOU, Z. R. Wear behaviour of human teeth in dry and artificial saliva conditions. **Wear**, v. 249, n. 10-11, p. 980-984, 2001. doi:10.1016/s0043-1648(01)00835-3.

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. doi: 10.1111/joor.12663.

LOBBEZOO, F.; HAMBURGER, H. L.; NAEIJE, M. Etiology of bruxism. In: PAESANI, D. A. (Ed.). **Bruxism:** theory and Practice. London: Quintessence, 2010. pp. 53-65.

LOBBEZOO, F.; LAVIGNE, G. J. Do bruxism and temporomandibular disorders have a cause-and-effect relationship? **Journal of Orofacial Pain,** v. 11, n. 1, p. 15-23, Winter, 1997.

MANFREDINI D. *et al.* Etiopathogenesis of parafunctional habits of the stomatognathic system. **Minerva Stomatologica,** v. 52, n. 7-8, p. 339-345, 345-349, July/Aud. 2003.

MANFREDINI, D. *et al.* Epidemiology of bruxism in adults: a systematic review of the literature. **Journal of Orofacial Pain,** v. 27, n. 2, p. 99-110, Spring 2013. doi: 10.11607/jop.921.

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. Occlusal equilibration for the management of temporomandibular disorders. **Oral and Maxillofacial Surgery Clinics of North America,** v. 30, n. 3, p. 257-264, Aug. 2018. doi: 10.1016/j.coms.2018.04.002.

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. doi: 10.1016/j.prosdent.2021.01.026.

MANFREDINI, D.; LOBBEZOO, F. Relationship between bruxism and temporomandibular disorders: a systematic review of literature from 1998 to 2008. **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontics,** v. 109, n. 6, p. e26-50, June 2010. doi: 10.1016/j.tripleo.2010.02.013.

MANFREDINI, D.; LOBBEZOO, F. Role of psychosocial factors in the etiology of bruxism. **Journal of Orofacial Pain,** v. 23, n. 2, p. 153-166, Spring, 2009.

MANFREDINI, D.; LOBBEZOO, F. Sleep bruxism and temporomandibular disorders: A scoping review of the literature. **Journal of Dentistry,** v. 111, p. 103711, Aug. 2021. doi: 10.1016/j.jdent.2021.103711.

MANFREDINI, D.; LOMBARDO, L.; SICILIANI, G. Temporomandibular disorders and dental occlusion. A systematic review of association studies: end of an era? **Journal of Oral Rehabilitation,** v. 44, n. 11, p. 908-923, Nov. 2017. doi: 10.1111/joor.12531.

MANFREDINI, D.; THOMAS, D. C.; LOBBEZOO, F. Temporomandibular disorders within the context of sleep disorders. **Dental Clinics of North America,** v. 67, n. 2, p. 323-334, Apr. 2023. doi: 10.1016/j.cden.2022.10.004.

MASSIGNAN, C. *et al.* Poor sleep quality and prevalence of probable sleep bruxism in primary and mixed dentitions: a cross-sectional study. **Sleep and Breathing**, v. 23, n. 3, p. 935-941, 2019.

MATHUR, V. P. *et al.* Development and validation of risk of bias tool for the use of finite element analysis in dentistry (ROBFEAD). **Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering**, v. 26, n. 15, p. 1822-1833, Oct./Dec. 2023.

MELO, G. *et al.* Association between psychotropic medications and presence of sleep bruxism: A systematic review**. Journal of Oral Rehabilitation**, v. 45, n. 7, p. 545-554, July 2018.

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

NEU, D. *et al.* Effect of sleep bruxism duration on perceived sleep quality in middle-aged subjects. **European Journal of Oral Sciences**, v.126, n. 5, p. 411-416, Oct. 2018.

OKESON, J. P. **Management of temporomandibular disorders and occlusion-E-book**. 8th Edition. Holanda: Elsevier Health Sciences, 2019.

OLIVEIRA, B. F. *et al.* Tooth displacement in shortened dental arches: a three-dimensional finite element study. **The Journal of Prosthetic Dentistry,** v. 111, n. 6, p. 460-465, June 2014. doi: 10.1016/j.prosdent.2013.07.022.

OLIVEIRA, S. G. *et al.* Tooth displacement due to occlusal contacts: a three-dimensional finite element study. **Journal of Oral Rehabilitation,** v. 33, n. 12, p. 874-880, Dec. 2006. doi: 10.1111/j.1365-2842.2006.01670.x.

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. **Computer Methods and Programs in Biomedicine**, v. 184, p. 105107, Feb. 2020. doi: 10.1016/j.cmpb.2019.105107.

ORTÚN-TERRAZAS, J. *et al.* Biomechanical evaluation of the unilateral crossbite on the asymmetrical development of the craniofacial complex. A mechano-morphological approach. **Computer Methods and Programs in Biomedicine**, v. 217, p. 106703, Apr. 2022. doi: 10.1016/j.cmpb.2022.106703.

PALINKAS, M. *et al.* Nocturnal sleep architecture is altered by sleep bruxism. **Archives of Oral Biology**, v. 81, p. 56-60, Sept. 2017.

POPESCU, A. M. *et al.* Oral clinical and radiological signs of excessive occlusal forces in bruxism. **Diagnostics** (Basel), v. 15, n. 6, p. 702, Mar. 2025. doi: 10.3390/diagnostics15060702.

RAJBHOJ, A. A. *et al.* Dental changes in humans with untreated normal occlusion throughout lifetime: A systematic scoping review. **American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics,** v. 160, n. 3, p. 340-362.e3, 2021.

RAMFJORD, S. P.; ASH, M. M. **Occlusion.** Philadelphia: W.B. Saunders, 1966.

RÖHRLE, O. *et al.* A novel computational method to determine subject-specific bite force and occlusal loading during mastication. **Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering,** v. 21, n. 6, p. 453-460, May 2018. doi: 10.1080/10255842.2018.1479744.

SAGL, B. *et al.* In vivo prediction of temporomandibular joint disc thickness and position changes for different jaw positions. **Journal of Anatomy**, v. 234, n. 5, p. 718-727, May 2019a.

SAGL, B. *et al.* A dynamic jaw model with a finite-element temporomandibular joint. **Frontier in Physiology,** v. 10, p. 1156, Sept. 2019b. doi: 10.3389/fphys.2019.01156.

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, Apr. 2021a. doi: 10.1016/j.jare.2021.04.009.

SAGL, B. *et al.* The effect of tooth cusp morphology and grinding direction on TMJ loading during bruxism. **Frontier in Physiology,** v. 13, p. 964930, Sept. 2022b. doi: 10.3389/fphys.2022.964930.

SERAIDARIAN, P. *et al.* Urinary levels of catecholamines among individuals with and without sleep bruxism. **Sleeping and Breathing**, v. 13, n. 1, p. 85-88, Feb. 2009.

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

SOUZA, J. C. M. *et al.* Carbon fiber-reinforced PEEK in implant dentistry: A scoping review on the finite element method. **Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering,** v. 24, n. 12, p. 1355-1367, Sept. 2021. doi: 10.1080/10255842.2021.1888939.

STUART, C. E. Good occlusion for natural teeth. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 14, p. 716-724, 1964.

TAN, M. W. Y. *et al.* Prevalence of sleep bruxism and its associations with obstructive sleep apnea in adult patients: a retrospective polysomnographic investigation. **Journal of Oral & Facial Pain and Headache**, v. 33, n. 3, p. 269-277, 2019.

TANAKA, E. *et al.* Three-dimensional finite element analysis of human temporomandibular joint with and without disc displacement during jaw opening. **Medical Engineering & Physics,** v. 26, n. 6, p. 503-511, July 2004. doi: 10.1016/j.medengphy.2004.03.001.

THILANDER. B. *et al.* Prevalence of temporomandibular dysfunction and its association with malocclusion in children and adolescents: an epidemiologic study related to specified stages of dental development. **The Angle Orthodontics,** v. 72, n. 2, p. 146-154, Apr. 2002. doi: 10.1043/0003-3219(2002)072<0146:POTDAI>2.0.CO;2.

TOYOTA, R. *et al.* Sleep stage-dependent changes in tonic masseter and cortical activities in young subjects with primary sleep bruxism. **Sleep**, v. 45, n. 4, p. 1-12, Apr. 2022.

URAL, Ç.; ÇAĞLAYAN, E. A 3-dimensional finite element and in vitro analysis of endocrown restorations fabricated with different preparation designs and various restorative materials. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 126, n. 4, p. 586.e1-586.e9, Oct. 2021. doi: 10.1016/j.prosdent.2021.05.018.

VERHOEFF MC, LOBBEZOO F, AHLBERG J, *et al*. Updating the Bruxism Definitions: Report of an International Consensus Meeting. ***J Oral Rehabil***. 2025;52(9):1335-1342. doi:10.1111/joor.13985

WETSELAAR, P. *et al.* Associations between tooth wear and dental sleep disorders: A narrative overview. **Journal of Oral Rehabilitation,** v. 46, n. 8, p. 765-775, Apr. 2019.

WICHNIAK, A. *et al.* Effects of Antidepressants on Sleep. **Current Psychiatric Reports**, v. 19, n. 9, p. 63, Aug. 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. 132, n. 1, p. 123-131, July 2024. doi: 10.1016/j.prosdent.2022.05.025.

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. 1-12, Dec. 2020.

YANG, H. S.; LANG, L. A.; FELTON, D. A. Finite element stress analysis on the effect of splinting in fixed partial dentures. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 81, n. 6, p. 721-728, June 1999. doi: 10.1016/s0022-3913(99)70113-7.

YAP, A. *et al.* Sleep bruxism events: an epiphenomenon of severe obstructive sleep apnea? **Clinical Oral Investigations**, v. 27, p. 4633-4642, May 2023.

ZHONG, Z. *et al.* Changes in heart rate related to rhythmic masticatory muscle activities and limb movements in patients with sleep bruxism. **Journal of Oral Rehabilitation,** v. 47, n. 2, p. 170-179, Feb. 2020.

ANEXO A - Produção Intelectual durante o curso de Doutorado

- Resumos publicados em Anais de Eventos

LAGE BF, **OLIVEIRA BF**, LANDRE JÚNIOR J, CÔRTE JS, SERAIDARIAN KKA, SERAIDARIAN PI In: 41ª Reunião Anual da SBPqO, 2024. Brazilian Oral Research - Proceedings of the 41th SBPqO Annual Meeting. São Paulo/SP: Ingroup Tecnologia e Serviços Eireli, 2024. v. 38 (suppl 2). p. 700-700.

PN-R0676 **Análise das tensões dissipadas nos ossos faciais em diferentes padrões de desoclusão durante o bruxismo**

Lage BF, Oliveira BF, Landre Júnior J, Côrte JS, Seraidarian KKA, Seraidarian PI*
Odontologia - PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DE MINAS GERAIS.

Não há conflito de interesse

O objetivo desse trabalho é compreender a transmissão de cargas aos ossos da face em distintos padrões de desoclusão e as tensões e deformações geradas nessas regiões, durante o bruxismo, utilizando-se o método de elementos finitos (MEF). Foram criados 8 modelos contendo maxila, mandíbula (ambas apresentando osso cortical e medular, disco articular, esmalte, dentina, polpa e ligamento periodontal) a partir de uma tomografia computadorizada. As simulações foram realizadas com todos contatos interproximais e oclusais entre os dentes com a desoclusão da seguinte maneira: guia canina; guia canina e primeiro pré molar; guia canina, primeiro e segundo pré molares; guia canina, primeiro e segundo pré molares e primeiro molar; guia canina, primeiro e segundo pré molares e primeiro e segundo molares; somente primeiro pré molar; guia canina com contato de balanceio no segundo molar; somente contato de balanceio no segundo molar. Os resultados demonstraram altos níveis de tensão dissipados nas áreas dos ossos da face, como na porção lateral do osso nasal, pelo movimento de trabalho e na porção medial da cavidade orbitária quando há contato em balanceio.

Dessa forma, foi possível observar grandes tensões acometendo essas regiões e também no osso correspondente a região cervical dos dentes durante os movimentos excursivos analisados.

OLIVEIRA BF, LAGE BF, CÔRTE JS, LANDRE JÚNIOR J, SERAIDARIAN PI In: 40ª Reunião Anual Virtual da SBPqO, 2023. Brazilian Oral Research - Proceedings of the 40th SBPqO Annual Meeting. São Paulo/SP: Ingroup Tecnologia e Serviços Eireli, 2023. v. 37 (suppl 1). p. 321-321.

PN0862 **Estudo das cargas transmitidas às ATM geradas por desoclusão em grupo pelo método de elementos finitos**

Oliveira BF, Lage BF, Côrte JS, Landre Júnior J, Seraidarian PI*
Odontologia - ODONTOLOGIA - PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DE MINAS GERAIS.

Não há conflito de interesse

Esse estudo tem como proposta analisar as cargas geradas nas ATM com diferentes padrões de desoclusão, guia canina e função em grupo, durante as forças de bruxismo, utilizando o método de elementos finitos (MEF). O modelo criado a partir de uma tomografia computadorizada prévia, contendo maxila, mandíbula (ambas apresentando osso cortical e medular, disco articular, esmalte, dentina, polpa e ligamento periodontal) com seus respectivos módulos de elasticidade e coeficiente de poisson inseridos. Áreas de contatos dentários (interproximais e oclusais) e resultantes de forças, baseadas em estudos prévios, foram geradas, seguindo uma orientação anatômica, para simular os movimentos dos distintos padrões de desoclusão. Dois modelos criados para análise. O primeiro simulando a desoclusão pelo canino e o segundo com desoclusão em canino, primeiro pré-molar e segundo pré-molar. Os resultados demonstraram diferenças significativas nas cargas transmitidas às ATM entre os modelos.

Assim, foi possível um melhor entendimento das tensões e deformações nas ATM, baseado em cálculos matemáticos, entre as diferentes atividades mandibulares.

LAGE BF, **OLIVEIRA BF,** CÔRTE JS, LANDRE JÚNIOR J, SERAIDARIAN PI In: 40ª Reunião Anual Virtual da SBPqO, 2023. Brazilian Oral Research - Proceedings of the 40th SBPqO Annual Meeting. São Paulo/SP: Ingroup Tecnologia e Serviços Eireli, 2023. v. 37 (suppl 1). p. 322-322.

PN0868 **Estudo das cargas transmitidas às ATM geradas pela desoclusão em guia canina com contato no lado de balanceio pelo método de elementos finitos**

Lage BF, Oliveira BF, Côrte JS, Landre Júnior J, Seraidarian PI*
Odontologia - ODONTOLOGIA - PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DE MINAS GERAIS.

Não há conflito de interesse

Poucos estudos apresentam de forma matemática as consequências de contatos oclusais indesejáveis como a presença de interferências em contatos de balanceio ou guias laterais não ideais. Dessa forma, buscou-se um melhor entendimento sobre a repercussão de distintos padrões de desoclusão nas tensões e deformações geradas nas articulações temporomandibulares (ATM) durante os movimentos excursivos, utilizando-se o método de elementos finitos (MEF). O modelo contendo maxila, mandíbula (ambas apresentando osso cortical e medular, disco articular, esmalte, dentina, polpa e ligamento periodontal) foi criado a partir de uma tomografia computadorizada. Foram geradas áreas de contatos interproximais e oclusais entre os dentes e contato no lado de balanço para assim realizarem-se os movimentos excursivos. Os resultados demonstraram que as cargas transmitidas às ATM, quando há contatos interferentes em balanço são significativamente diferentes, quando comparados ao grupo sem contato no lado de balanceio durante os movimentos excursivos na mandíbula.

Portanto, foi possível concluir que as cargas transmitidas às ATM durante os movimentos de desoclusão, com interferência no lado de balanceio mudam o local de deformação possibilitando uma melhor compreensão dessas tensões.

CÔRTE JS , **OLIVEIRA BF**, LAGE BF, LANDRE JÚNIOR J, SERAIDARIAN PI In: 40ª Reunião Anual Virtual da SBPqO, 2023. Brazilian Oral Research - Proceedings of the 40th SBPqO Annual Meeting. São Paulo/SP: Ingroup Tecnologia e Serviços Eireli, 2023. v. 37 (suppl 1). p. 178-178.

-

PI0414 **Estudo das cargas oclusais transmitidas às atm provenientes do bruxismo cêntrico e excêntrico pelo método de elementos finitos**

Côrte JS, Oliveira BF, Lage BF, Landre Júnior J, Seraidarian PI*
Odontologia - ODONTOLOGIA - PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DE MINAS GERAIS.

Não há conflito de interesse

Para entender mais sobre a atividade do bruxismo (cêntrico e excêntrico) e suas consequências nos dentes e nas articulações, foi realizado um estudo pelo Método de Elementos Finitos (MEF). O modelo, contendo maxila, mandíbula (ambas apresentando osso cortical e medular), disco articular, esmalte, dentina, polpa e ligamento periodontal (com suas propriedades elásticas), foi criado a partir de uma tomografia computadorizada. Adicionado também ao modelo, resultantes das forças musculares, para simular as cargas do bruxismo e áreas de contatos interproximais e oclusais. Com esse modelo criado foram simuladas duas situações de teste. A primeira, para simular o bruxismo cêntrico (esse modelo apresentou um padrão de contados equilibrados) e outro para o excêntrico (padrão de desoclusão em guia canina). Os resultados demonstraram diferenças significativas entre os modelos.

Desta forma, foi possível concluir que o bruxismo cêntrico e o excêntrico transmitem diferentes cargas às ATM, possibilitando um melhor entendimento dessas cargas nas estruturas anatômicas.

Apresentação de trabalho e palestra



CERTIFICADO

Certificamos que o trabalho **ESTUDO DAS CARGAS TRANSMITIDAS ÀS ATM GERADAS POR DESOCLUSÃO EM GRUPO PELO MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS** dos autores *Bruno Franco de Oliveira, Bruna Ferreira Lage, Juliano Santos da Corte, Janes Landre Junior, Paulo Isaías Seraidarian* foi apresentado na modalidade pôster científico, durante o 11º Encontro de Pesquisa do Departamento de Odontologia da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, no período de 7 a 8 de novembro de 2023, em Belo Horizonte-MG.



CERTIFICADO

Certificamos que o trabalho **ESTUDO DAS CARGAS OCLUSAIS TRANSMITIDAS ÀS ATM PROVENIENTES DO BRUXISMO CÊNTRICO E EXCÊNTRICO PELO MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS** dos autores *Juliano Santos Da Côrte, Bruno Oliveira Franco, Bruna Ferreira Lage, Paulo Isaias Seraidarian e Janes Landre Jr* foi apresentado na modalidade pôster científico, durante o 11º Encontro de Pesquisa do Departamento de Odontologia da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, no período de 7 a 8 de novembro de 2023, em Belo Horizonte-MG.

Produção técnica Redes Sociais, Websites, Blogs

OLIVEIRA BF, LAGE BF, CÔRTE JS, ABREU FM, BARROS VM, SERAIDARIAN PI PRINCIPAIS FORMATOS DE ARQUIVOS DE IMAGENS TRIDIMENSIONAIS UTILIZADOS EM ODONTOLOGIA 2024

PRINCIPAIS FORMATOS DE ARQUIVOS DE IMAGENS TRIDIMENSIONAISUTILIZADOS EM ODONTOLOGIA – ODONTOLOGIA PARA VOCÊ – Blog do PPGO PUC Minas (wordpress.com)

Participação em banca de projeto de mestrado



Programa de Pós-graduação em Odontologia — icbs Instituto de Ciências Biológicas e da Saúde — PUC Minas

CERTIFICADO

Certificamos que os professores:

Prof. Rodrigo Villamarim Soares – PUC Minas (Orientador)

Prof. Vinicius de Magalhães Barros – PUC Minas

Prof. Bruno Franco de Oliveira – PUC Minas

Participaram da Banca Examinadora do Projeto de Dissertação de Mestrado da aluna **KAROLINA KRISTIAN DE AGUILAR SERAIDARIAN**, intitulado "**TENSÕES E DEFORMAÇÕES NA MANDÍBULA OCASIONADAS PELO BRUXISMO: análise pelo Método de Elementos Finitos**", para obtenção do grau de Mestre em Odontologia, Área de Concentração: Clínicas Odontológicas, no dia 06 de novembro de 2024, no Departamento de Odontologia da PUC Minas.

Assinado eletronicamente por: Rodrigo Villamarim Soares
CPF: ***.058.706-**
Data: 03/10/2024 12:49:40 -03:00

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

Colegiado do Programa de Pós-graduação em Odontologia.
Av. Dom José Gaspar, 500 - Sala 101 Pd. 40, Bairro Coração Eucarístico
Belo Horizonte - MG. CEP: 30535-901. Tel. (31) 3319-4414/3319-4508

Este documento foi assinado por Rodrigo Villamarim Soares. Para validar o documento e suas assinaturas acesse https://assinador.pucminas.br/validate/8Y6ZW-4UP2H-CDNK3-6HLWZ