

## Avaliação Biomecânica de Próteses Parciais Fixas de Três Elementos com Misturas de Conexões Protéticas

Bruno Salles Sotto-Maior<sup>1</sup>/Ravel Bastos Carvalho<sup>2</sup>/Bernardo de Oliveira<sup>3</sup>/  
Liliane Pacheco Carvalho<sup>4</sup>/Hugo Lemes Carlo<sup>5</sup>/Ana Carolina Francischone<sup>4</sup>

Este estudo avaliou o comportamento biomecânico de próteses fixas de três elementos, variando-se as plataformas dos implantes, pelo método de elementos finitos. Quatro modelos virtuais foram modelados constituídos de um segmento de mandíbula tridimensional e uma prótese fixa de três elementos implantossuportada com diferentes conexões de plataforma, cone morse (CM) e hexágono externo (HE) na região entre segundo pré-molar e segundo molar: modelo 1 CMxCM; modelo 2 HExHE; modelo 3 CMxHE; e modelo 4 HExCM. Os modelos foram carregados simulando-se a força mastigatória fisiológica. Foram computados e analisados os valores de tensão de tração ( $\sigma^{\max}$ ), compressão ( $\sigma^{\min}$ ) e cisalhamento ( $\tau$ ) para o tecido ósseo e os valores de deformação máxima ( $\epsilon^{\max}$ ) e da tensão de von Mises ( $\sigma^M$ ) para as estruturas dos implantes, parafusos e pilares protéticos. As conexões HE apresentaram maiores picos de tensão frente às conexões CM no implante do segundo pré-molar e segundo molar. Os picos de tensões não apresentaram grandes diferenças para o tecido ósseo peri-implantar. A conexão protética exerce influência no comportamento biomecânico do sistema prótese e implante e a combinação das conexões protéticas deve ser evitada em uma mesma prótese fixa de três elementos devido ao maior risco biomecânico, especialmente para os componentes e parafusos protéticos. INT J ORAL MAXILLOFAC IMPLANTS - edição em português 2019;1:xxx-xxx. doi: 10.20432/jomixxx.

**Palavras-chave:** implantes dentários, análise do estresse dental, análise de elementos finitos, prótese parcial fixa

A reabilitação com implantes osseointegrados em pacientes desdentados totais ou parciais é uma opção terapêutica bem documentada<sup>1</sup>, confiável e biocompatível para restaurar a função perdida em relação à capacidade mastigatória e estética<sup>2-6</sup>. Entretanto, a sobrecarga oclusal pode provocar complicações como a soltura e/ou fratura do parafuso protético<sup>7</sup> e até a falha da osseointegração<sup>8-10</sup>.

Frente ao aumento da utilização dos implantes osseointegrados na reabilitação oral e com diferentes desenhos de conexões protéticas, eventualmente pode

ocorrer a necessidade de associar essas diferentes conexões em uma mesma prótese implantossuportada. No entanto, o entendimento do comportamento biomecânico dessa associação ainda é escasso na literatura, o que impulsiona o presente estudo a avaliar, pelo método de elementos finitos, a distribuição da tensão no conjunto implante/componente protético/parafusos de uma prótese fixa de três elementos suportada por implantes de plataformas CM e HE.

### MATERIAIS E MÉTODOS

#### Delineamento experimental

Quatro segmentos tridimensionais de mandíbula posterior foram criados com base em imagem de tomografia computadorizada de feixe cônico (Sistema de Imagem 3D Cone Beam i-CAT; Imagiologia Sciences International). O modelo de osso foi construído por osso medular envolto por osso cortical com a espessura de 2 mm, espessura média de osso cortical encontrada na região posterior da mandíbula<sup>14</sup>.

Cada modelo consistiu de dois implantes dentários desenvolvidos a partir da geometria de um implante 4x13mm (Ex. Titamax; Neodent) com conexões da plataforma diferentes: HE e CM com a mesma

macrogeometria e uma prótese fixa parcial composta de três coroas protéticas de zircônia unidas com anatomia dental do segundo pré-molar, primeiro molar e segundo molar inferiores, parafusadas sobre pilares protéticos (Fig 1).

Com a ajuda do programa Solidworks 2013 (3D tech-Solidworks, São Paulo, SP, Brasil), os 4 modelos experimentais como próteses fixas de três elementos foram reproduzidos através da combinação dos implantes com diferentes conexões de plataforma e posicionamento, segundo pré-molar e segundo molar, com o primeiro molar como pântico (modelo 1 CMxCM; modelo 2 HExHE; modelo 3 CMxHE; e modelo 4 HExCM). A análise por elementos finitos (AEF) foi utilizada para determinar os valores de tensão tração ( $\sigma^{\max}$ ), compressão ( $\sigma^{\min}$ ) e cisalhamento ( $\tau$ ) para o tecido ósseo (osso medular e trabecular) e os valores de deformação máxima ( $\epsilon^{\max}$ ) e da tensão de von Mises ( $\sigma^M$ ) para as estruturas dos implantes, parafusos e pilares protéticos.

#### Análise por elementos finitos

Os 4 modelos foram exportados para o programa de análise matemática de elementos finitos Ansys Workbench; versão 14 (Swanson Analysis Inc., Houston, PA, EUA) para análise biomecânica. As propriedades biomecânicas das coroas protéticas, dos pilares protéticos, parafusos e implantes foram consideradas como sendo isotrópicas, homogêneas e linearmente elásticas e o osso medular e trabecular foi considerado anisotrópico<sup>15-17</sup> (Tabela 1). Na análise foi gerada uma malha de elementos finitos discretos usando elementos tetraédricos quadráticos com 3 graus de liberdade por nó.

Após realizada a análise de convergência a 5%, o valor do tamanho da malha foi de 0,5mm. Os modelos apresentaram uma série de elementos que variou de 128 277 – 144 567 e um número de nós que variou de



Fig 1 Modelo 3D da prótese fixa parcial de três elementos em mandíbula posterior, com conexão de plataforma do segundo pré-molar HE e do segundo molar CM.

221 463 – 245 843. As condições de contorno foram definidas mediante a fixação à distância nas superfícies externas mesial e distal do segmento ósseo em todas as direções dos eixos cartesianos (x, y e z). O carregamento dos modelos foi realizado na superfície oclusal da coroa de zircônia com uma carga oclusal de 400N dividida em 5 pontos com 80N aplicada na região de molares e de 160N dividida em 2 pontos para o pré-molar simulando uma força mastigatória fisiológica. Os valores de tensão de tração ( $\sigma^{\max}$ ), compressão ( $\sigma^{\min}$ ) e cisalhamento ( $\tau$ ) para o tecido ósseo cortical e medular e a tensão equivalente de von Mises ( $\sigma^M$ ) e deformação máxima ( $\epsilon^{\max}$ ) para o pilar protético, parafuso e implante foram obtidos para a comparação numérica e codificados por cor entre os grupos de todos os modelos.

Tabela 1 Propriedades mecânicas das estruturas que compõem os modelos.

Estruturas	Módulo de Young (E)	Módulo de elasticidade (Gpa)	Coefficiente de Poisson
Osso Cortical (16)	Ex 12,600	Gxy 4,850	$\bar{\sigma}_{xy}$ 0,3
	Ey 12,600	Gyz 5,700	$\bar{\sigma}_{yz}$ 0,39
	Ez 19,400	Gxz 5,700	$\bar{\sigma}_{xz}$ 0,39
Osso Trabecular (16,17)	Ex 1,150	Gxy 6,800	$\bar{\sigma}_{xz}$ 0,001
	Ey 2,100	Gxy 4,340	$\bar{\sigma}_{xz}$ 0,32
	Ez 1,150	Gxy 6,800	$\bar{\sigma}_{xz}$ 0,05
Titânio (Implante e Conexões Protéticas) (18)	104,000	38,800	0,34
Osso Trabecular (16,17)	210,000	33,000	0,31

<sup>1</sup>Universidade Federal de Juiz de Fora, Departamento de Odontologia Restauradora – Campus Juiz de Fora.

<sup>2</sup>Discente do curso de Mestrado em Odontologia, área de concentração em Implantodontia, pelo Centro de Pós-Graduação São Leopoldo Mandic.

<sup>3</sup>Discente do curso de Mestrado em Clínica Odontológica Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Juiz de Fora.

<sup>4</sup>Centro de Pesquisa Odontológica São Leopoldo Mandic Departamento de Implantodontia.

<sup>5</sup>Universidade Federal de Juiz de Fora, Departamento de Odontologia – Campus Governador Valadares.

**Correspondência para:** Bruno Salles Sotto-Maior, Avenida Barão do Rio Branco 2406/506, centro Juiz de Fora - MG, CEP XXXXXXX. Tel: (32) 98405-7663. Email: bruno.sotto@ufjf.edu.br

RESULTADOS

Os picos de tensão  $\sigma^{VM}$  podem ser observados para os implantes, componentes protéticos e parafusos protéticos em todos os grupos e estão representados na Tabela 2. Os maiores valores de  $\sigma^{max}$  e  $\sigma^{min}$

para o osso cortical e medular em todos os grupos estão presentes na Figura 3, juntamente com os valores de cisalhamento e deformação dos tecidos ósseos (Tabela 3).

Tabela 2 Tensões e deformações nos implantes, componentes e parafusos protéticos.

Grupo	Implante		Componente Protético				Parafuso Protético					
	2° PM		2° M		2° PM		2° M		2° PM		2° M	
	$\sigma^{VM}$	$\epsilon^{max}$	$\sigma^{VM}$	$\epsilon^{max}$	$\sigma^{VM}$	$\epsilon^{max}$	$\sigma^{VM}$	$\epsilon^{max}$	$\sigma^{VM}$	$\epsilon^{max}$	$\sigma^{VM}$	$\epsilon^{max}$
CM-CM	136,42	0,0018	279,52	0,0032	95,38	0,0009	114,38	0,0012	24,90	0,00023	30,40	0,00028
HE-HE	268,28	0,0024	361,48	0,0033	91,42	0,0009	142,21	0,0014	29,48	0,00027	46,01	0,00042
CM-HE	191,98	0,0017	312,43	0,0029	288,44	0,0027	323,99	0,0029	47,24	0,00043	62,62	0,00058
HE-CM	240,36	0,0022	240,06	0,0011	137,45	0,0014	126,83	0,0012	23,66	0,00021	29,66	0,00027

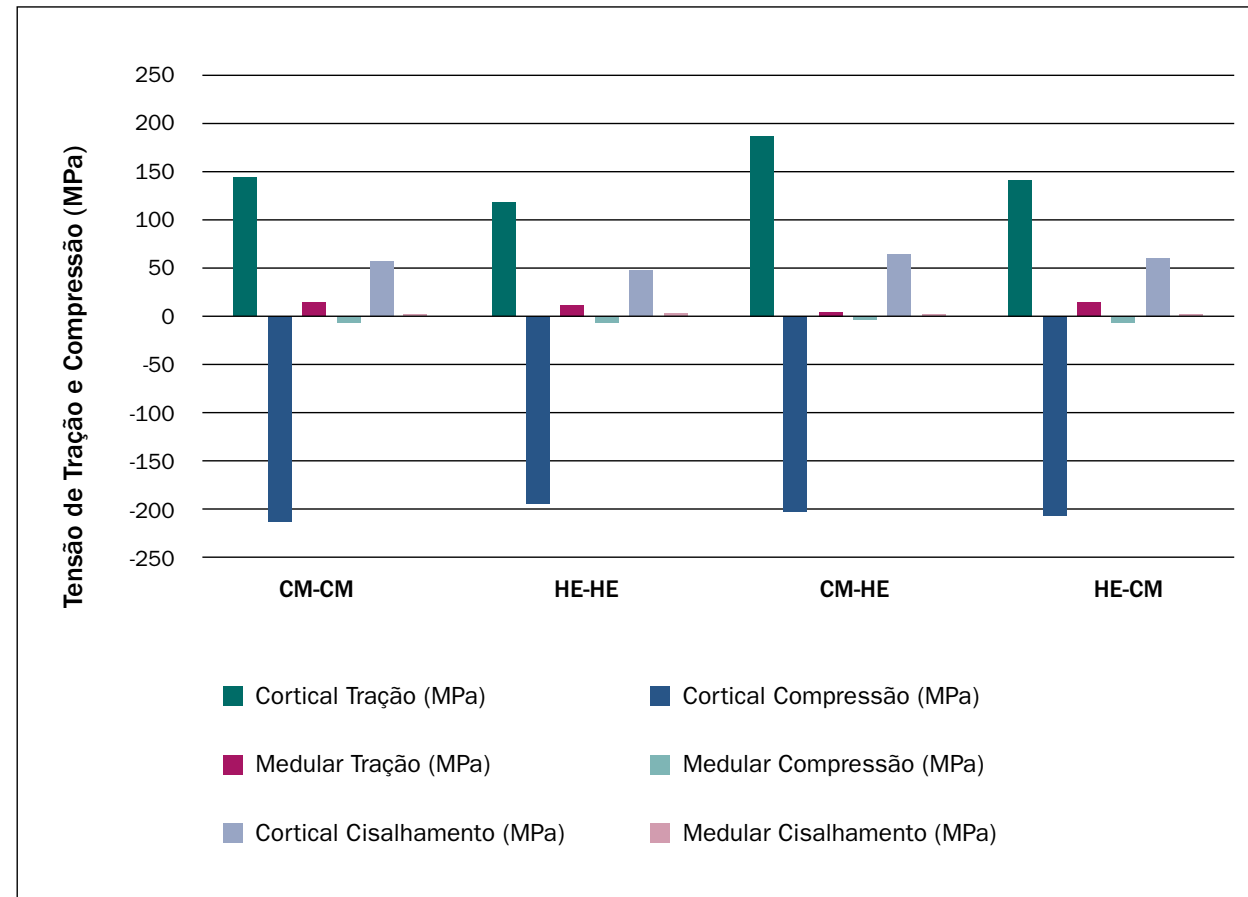


Fig 3 Tensão de tração e compressão no tecido ósseo.

Tabela 2 Tensões e deformações no osso cortical e medular.

Grupo	Tração (MPa)				Compressão (Mpa)			
	Cortical	Medular	Cortical	Medular	Cortical	Medular	Cortical	Medular
CM-CM	145,55	15,19	213,78	6,60	60,33	3,06	0,0099	0,029
HE-HE	120,07	12,90	194,45	6,27	49,82	3,59	0,0064	0,041
CM-HE	188,95	6,82	210,41	4,01	65,03	2,76	0,0127	0,021
HE-CM	142,77	15,55	204,96	6,52	61,42	3,00	0,0097	0,044

IMPLANTE

As tensões nos implantes HE concentram-se nas primeiras roscas, enquanto nos implantes CM houve uma distribuição das tensões ao longo do implante (Fig 4). A conexão hexagonal externa apresentou os maiores valores de tensão  $\sigma^{VM}$  independente do local instalado (Tabela 2): pré-molar (268,28 MPa para o grupo HE-HE e 240,136 MPa para a combinação HE-CM ) ou molar (361,48 Mpa para o grupo HE-HE e 312,43 MPa para a

combinação CM-HE). Para o implante do pré-molar, o grupo HE-HE apresentou o pior comportamento bio-mecânico, e quando comparado com o grupo CM-CM apresentou um aumento de 96,65% de tensão. Porém, no implante do molar, observou-se uma redução na tensão  $\sigma^{VM}$  quando associadas diferentes plataformas protéticas, 15,69% para o HE e 3,50% para o CM, frente às reabilitações com próteses fixas parciais que utilizaram implantes com a mesma plataforma protética.

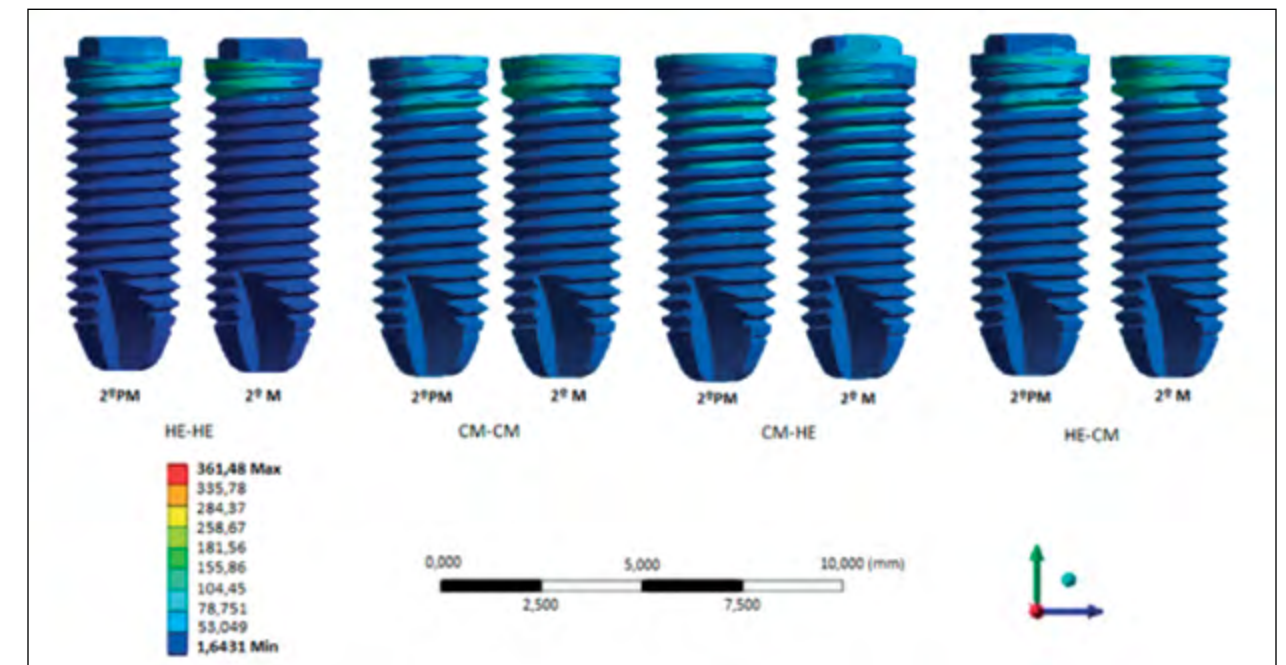


Fig 4 Distribuição da tensão de von Mises (MPa) nos implantes de todos os grupos.

### COMPONENTES PROTÉTICO

A distribuição de tensões nas conexões protéticas CM apresentou maior concentração na região média do componente quando comparado ao HE que apresentou uma distribuição maior ao longo do componente protético (Fig 5).

O grupo CM-HE apresentou os maiores valores de concentração de tensão frente aos outros grupos (Fig 2).

Os grupos com associação de diferentes conexões apresentaram os maiores valores de tensão  $\sigma^M$  para o pré-molar (288,44 MPa para o grupo CM-HE e 137,45 MPa para a combinação HE-CM); entretanto, no molar, os grupos com conexão hexagonal

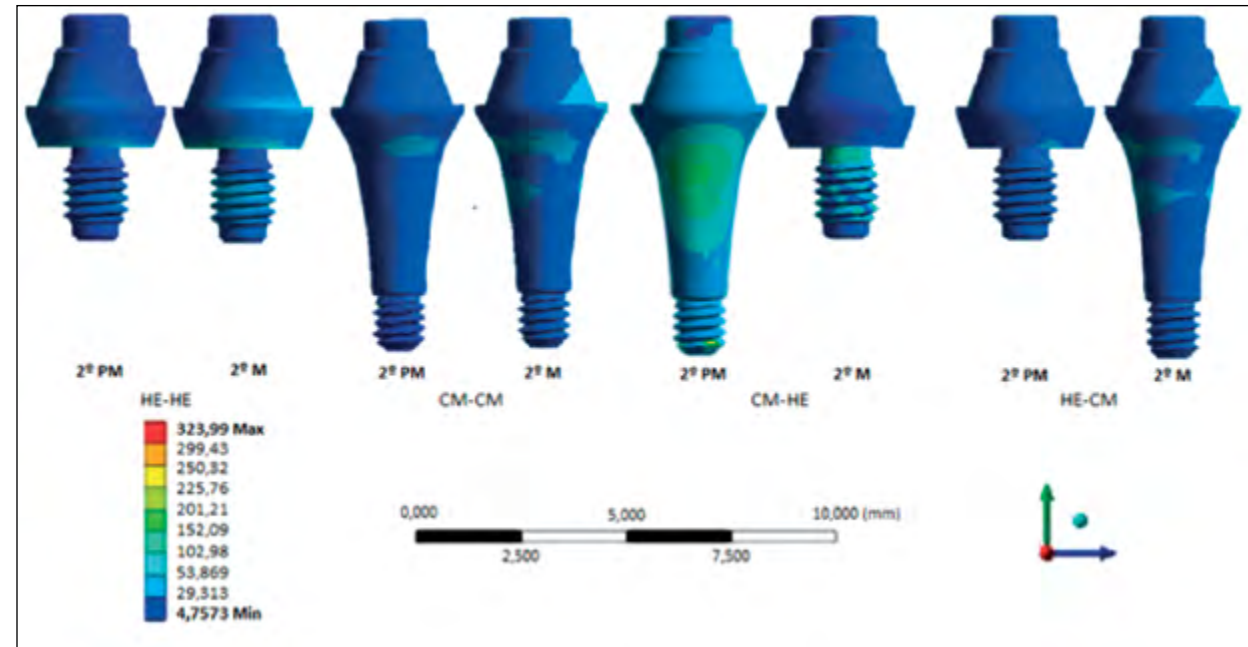


Fig 5 Distribuição da tensão de von Mises (MPa) nos componentes protéticos de todos os grupos.

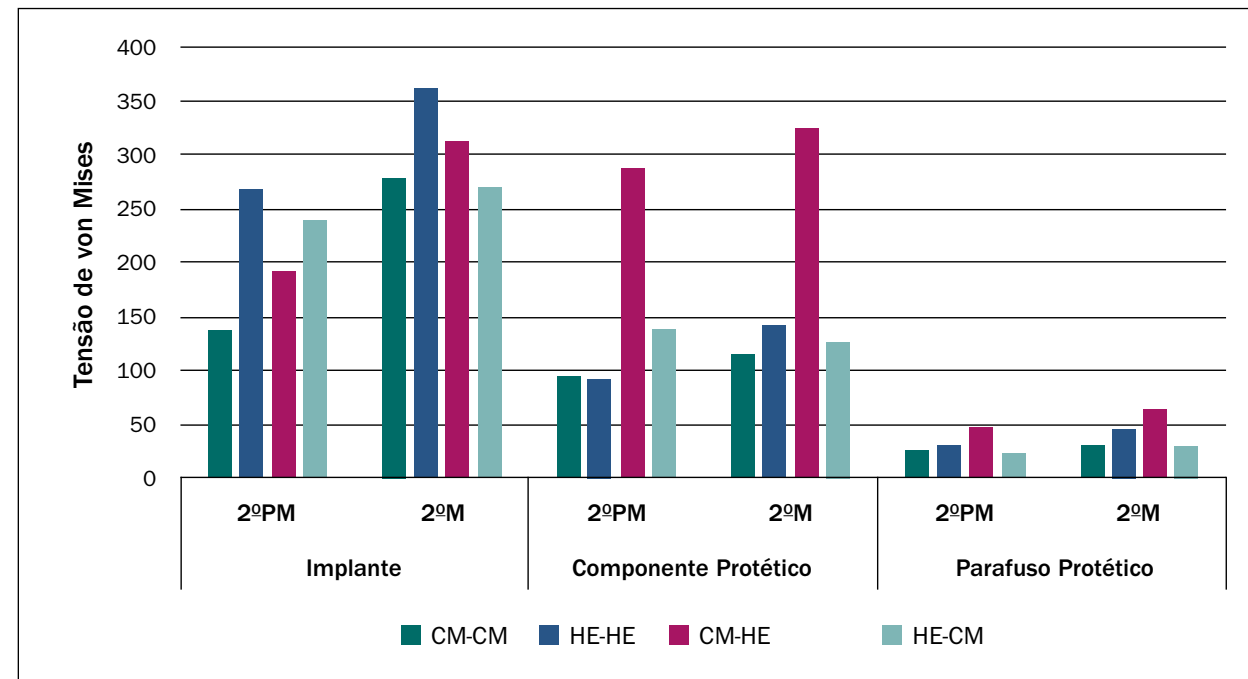


Fig 2 Comparação da tensão de von Mises equivalente máxima (Mpa) para implantes, componentes e parafusos protéticos.

externa apresentaram os maiores valores de tensão  $\sigma^M$  (142,21 MPa para o grupo HE-HE e 323,99 MPa para a combinação CM-HE). Para o componente protético do pré-molar a conexão CM, associada ao HE, grupo CM-HE, apresentou o pior comportamento biomecânico com aumento de 215,49% de tensão  $\sigma^M$  para o melhor grupo HE-HE. O componente protético do molar também apresentou um aumento na tensão  $\sigma^M$  quando foram associadas diferentes plataformas protéticas, 127,82% para o HE e 10,88% para o CM, frente às reabilitações com próteses fixas parciais que utilizaram componentes com a mesma plataforma protética.

tipos de plataforma protética (24,90 MPa para o grupo CM-CM e 47,24 MPa para a combinação CM-HE) e, no molar, apresentou os maiores valores de tensão  $\sigma^M$  quando associado o mesmo tipo de plataforma protética (30,4 MPa para o grupo CM-CM e 29,66 MPa para a combinação HE-CM). Para o parafuso protético do molar a conexão CM, associada ao HE, grupo CM-HE, apresentou o pior comportamento biomecânico com aumento de 111,12% de tensão  $\sigma^M$  para o melhor grupo HE-CM. Além disso, nos parafusos protéticos do molar com conexão hexagonal externa observou-se maior tensão  $\sigma^M$  quando associada ao pré-molar, sendo 55,12% para o HE e 105,98% para o CM, frente às reabilitações com próteses fixas parciais que utilizaram implantes com conexão cone morse.

### PARAFUSO PROTÉTICO

A distribuição de tensões nos parafusos protéticos CM apresentou ligeiramente maior nas últimas roscas quando comparados aos parafusos protéticos HE (Fig 6).

A conexão hexagonal externa apresentou os maiores valores de tensão  $\sigma^M$  quando foi associado o mesmo tipo de plataforma protética, independente do local instalado (Tabela 2): pré-molar (29,48 MPa para o grupo HE-HE e 23,66 MPa para a combinação HE-CM) e molar (46,01 MPa para o grupo HE-HE e 29,66 MPa para a combinação HE-CM). Entretanto, na conexão cone morse do pré-molar, apresentou os maiores valores de tensão  $\sigma^M$  quando foram associados diferentes

### DISCUSSÃO

Os resultados do presente estudo demonstraram que as conexões HE apresentaram maiores picos de tensão frente às conexões CM para os implantes e componentes protéticos. Entretanto, para o tecido ósseo peri-implantar, os picos de tensões não apresentaram grandes diferenças. A associação entre as conexões protéticas sugere não ter alterado o comportamento biomecânico, o que poderia ser explicado pelo uso de componentes protéticos similares de plataforma reduzida e a união rígida entre os implantes.

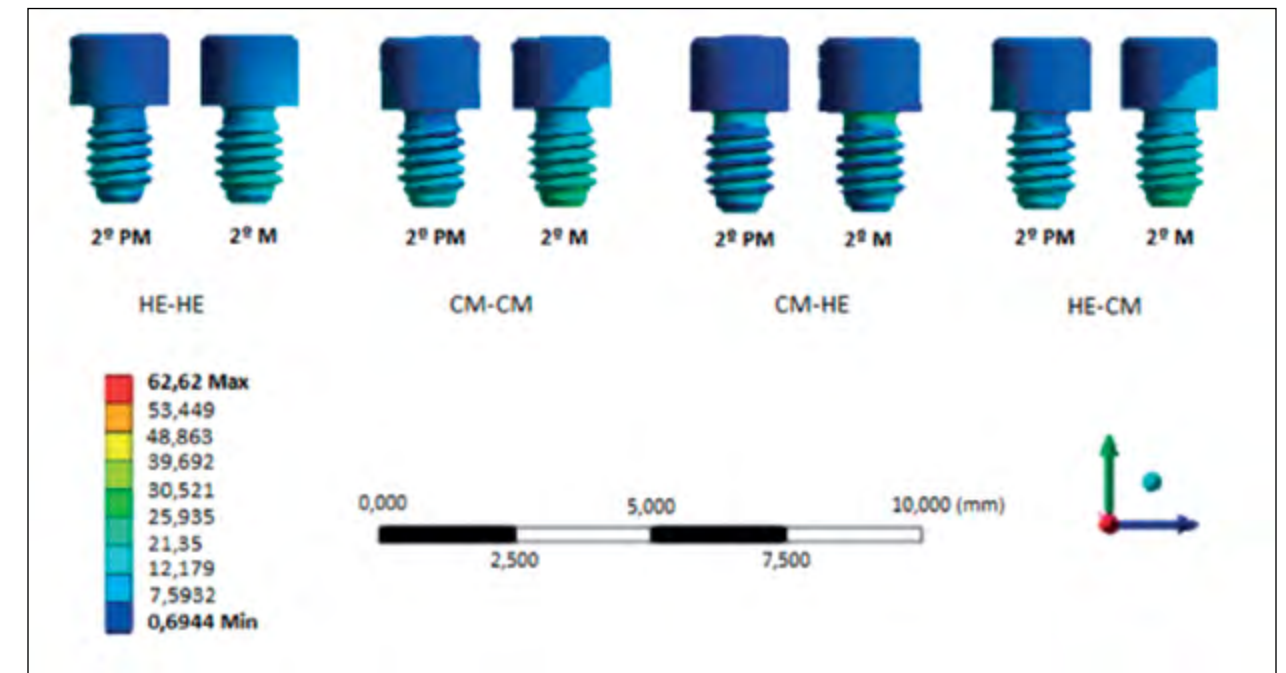


Fig 6 Distribuição da tensão de von Mises nos parafusos protéticos em todos os grupos.



No entanto, quando observadas as estruturas dos implantes e dos componentes protéticos, independentemente se o implante do tipo HE se encontra posicionado na região de segundo pré-molar ou segundo molar, ambos apresentaram maiores valores de tensão  $\sigma^M$  na região cervical do implante e dos componentes protéticos, enquanto que nos implantes com conexão do tipo CM a distribuição da tensão  $\sigma^M$  ocorreu ao longo do implante e do componente protético. Como no estudo de Carvalho et al.<sup>20</sup>, em que também foi observado que as conexões internas dos implantes CM apresentaram maiores valores de tensão  $\sigma^M$ . Ademais, no presente estudo, foram observados menores valores de deformação para os parafusos protéticos com conexão CM.

No presente estudo os resultados apresentaram maiores picos de tensão no grupo com conexão mista CM-HE, o que poderia ser explicado pelo comportamento funcional diferente das conexões avaliadas no experimento, ou seja, em uma conexão cônica, a interface cônica absorve a maior parte da carga, impedindo a desestabilização do componente protético e permitindo maior estabilidade de retenção da posição do componente protético por forças axiais, diferentemente da conexão hexágono externo, a que determina a posição de rotação, mas não há estabilização do componente protético pelo encaixe, de modo que a carga lateral seja absorvida principalmente pelo parafuso protético<sup>21</sup>.

Em um estudo com o MEF e *in vitro*, foram avaliadas as tensões provocadas por cargas laterais em implante cone morse e hexágono externo e observaram que a interface cônica distribuiu as tensões de forma mais uniforme quando comparada com a interface do hexágono externo<sup>21</sup>. Além disso, em outro estudo com o MEF, observou-se que os implantes com conexão hexagonal externa apresentaram pico das tensões cisalhantes na interface entre o osso e o implante localizada na crista óssea marginal; contudo, foi observada uma melhor distribuição de tensão nos tecidos circundantes em implantes de conexão cone morse e que o pico de tensão cisalhante se apresentava mais apical, o que poderia reduzir a reabsorção óssea marginal<sup>22</sup>. Logo, a conexão protética representa o ponto mais frágil das reabilitações com implantes dentários, pois deve apresentar resistência às forças mastigatórias, bem como resistência à penetração de bactérias na interface pilar-implante<sup>23</sup>.

O equivalente da tensão  $\sigma^M$  foi escolhido pela capacidade de resumir a energia máxima de deformação

para um determinado corpo, tal como o implante, o componente protético e o parafuso<sup>24</sup>. Como observado em outro estudo, a concentração da tensão  $\sigma^M$  ocorre nas áreas de contato entre o componente protético e o implante e entre o componente protético e o parafuso<sup>25</sup>. As concentrações de tensão foram codificadas por cores de acordo com uma escala de nível de tensão para todas as estruturas e padronizadas entre os modelos, o que proporcionou uma comparação entre eles.

Portanto, o uso do modelo 3D pela AEF de mandíbula posterior para a simulação computacional apresenta benefícios para a avaliação do comportamento biomecânico das reabilitações com próteses fixas de três elementos implantossuportadas, contribuindo para a previsão do comportamento biomecânico desta opção terapêutica na reabilitação dos pacientes<sup>26</sup>, principalmente para as respostas ósseas peri-implantares durante o tratamento reabilitador, assim como observado no estudo de Yoda et al.<sup>11</sup>.

Neste estudo, o uso do modelo de elementos finitos permite a análise da distribuição das tensões internas as estruturas avaliadas, fornecendo dados importantes que, se reunidos com os valores numéricos das tensões máximas ( $\sigma^{Max}$ ,  $\sigma^{Min}$  e  $\sigma^M$ ) e a associação a valores de resistência à fratura de ensaios mecânicos, pode levar a uma melhor avaliação do comportamento biomecânico das reabilitações com próteses fixas parciais suportadas por implantes<sup>27</sup>.

No entanto, o número de estudos virtuais, mecânicos e clínicos de reabilitações com este tipo de terapêutica implantossuportada com associação entre plataformas protéticas ainda é limitado<sup>28</sup>. Portanto, novos ensaios *in vitro* e *in silico* com combinações de conexões e materiais de componentes protéticos são necessários para melhor orientar a seleção das conexões protéticas dos implantes para as restaurações com próteses fixas parciais.

## CONCLUSÃO

Parecer lícito afirmar que a conexão protética exerce influência no comportamento biomecânico do sistema prótese e implante e a combinação das conexões protéticas deve ser evitada em uma mesma prótese fixa de três elementos devido ao maior risco biomecânico, especialmente para os componentes e parafusos protéticos.

## REFERÊNCIAS

- Ting-Hsun L, Chin-Yun P, Huey-Er L, Heng-Li H, Chau-Hsiang W. Bone Stress Analysis of Various Angulations of Mesiodistal Implants with Splinted Crowns in the Posterior Mandible: A Three-Dimensional Finite Element Study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2010;25(4):763-70.
- Anitua E, Pinas L, Begona L, Orive G. Long-term retrospective evaluation of short implants in the posterior areas: clinical results after 10-12 years. *Journal of clinical periodontology*. 2014;41(4):404-11.
- Koo KT, Wikesjo UM, Park JY, Kim TI, Seol YJ, Ku Y et al. Evaluation of single-tooth implants in the second molar region: a 5-year life-table analysis of a retrospective study. *Journal of periodontology*. 2010;81(9):1242-9.
- Mangano C, Mangano F, Piattelli A, Iezzi G, Mangano A, La Colla L. Prospective clinical evaluation of 307 single-tooth morse taper-connection implants: a multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010;25(2):394-400.
- Sotto-Maior BS, Lima Cde A, Senna PM, Camargos Gde V, Del Bel Cury AA. Biomechanical evaluation of subcrestal dental implants with different bone anchorages. *Braz Oral Res*. 2014;28.
- Johansson LÅ, Ekfeldt A. Implant-supported fixed partial prostheses: A retrospective study. *International Journal of Prosthodontics*. 2003;16(2):172-6.
- Shigemitsu R, Ogawa T, Matsumoto T, Yoda N, Gunji Y, Yamakawa Y, et al. Stress distribution in the peri-implant bone with splinted and non-splinted implants by in vivo loading data-based finite element analysis. *Odontology*. 2013;101(2):222-6.
- Wennerberg A, Albrektsson T. Current challenges in successful rehabilitation with oral implants. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2011;38(4):286-94.
- Sotto-Maior BS, Senna PM, da Silva WJ, Rocha EP, Del Bel Cury AA. Influence of crown-to-implant ratio, retention system, restorative material, and occlusal loading on stress concentrations in single short implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2012;27(3):e13-8.
- Malo P, de Araujo Nobre M, Lopes A. The prognosis of partial implant-supported fixed dental prostheses with cantilevers. A 5-year retrospective cohort study. *European journal of oral implantology*. 2013;6(1):51-9.
- Yoda N, Liao Z, Chen J, Sasaki K, Swain M, Li Q. Role of implant configurations supporting three-unit fixed partial denture on mandibular bone response: biological-data-based finite element study. *Journal of oral rehabilitation*. 2016;43(9):692-701.
- Maeda Y, Satoh T, Sogo M. In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant-abutment connections: a short communication. *Journal of oral rehabilitation*. 2006;33(1):75-8.
- Santiago Junior JF, Verri FR, Almeida DA, de Souza Batista VE, Lemos CA, Pellizzer EP. Finite element analysis on influence of implant surface treatments, connection and bone types. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*. 2016;63:292-300.
- Kong YS, Park JW, Choi DJ. FEA model analysis of the effects of the stress distribution of saddle-type implants on the alveolar bone and the structural/physical stability of implants. *Maxillofacial plastic and reconstructive surgery*. 2016;38(1):9.
- Steinebrunner L, Wolfart S, Ludwig K, Kern M. Implant-abutment interface design affects fatigue and fracture strength of implants. *Clinical oral implants research*. 2008;19(12):1276-84.
- Lan TH, Du JK, Pan CY, Lee HE, Chung WH. Biomechanical analysis of alveolar bone stress around implants with different thread designs and pitches in the mandibular molar area. *Clinical oral investigations*. 2012;16(2):363-9.
- Huang HL, Chang CH, Hsu JT, Fallgatter AM, Ko CC. Comparison of implant body designs and threaded designs of dental implants: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2007;22(4):551-62.
- Sotto-Maior BS, Rocha EP, de Almeida EO, Freitas-Junior AC, Anchieta RB, Del Bel Cury AA. Influence of high insertion torque on implant placement: an anisotropic bone stress analysis. *Braz Dent J*. 2010;21(6):508-14.
- Fuh LJ, Hsu JT, Huang HL, Chen MY, Shen YW. Biomechanical investigation of thread designs and interface conditions of zirconia and titanium dental implants with bone: three-dimensional numeric analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2013;28(2):e64-71.
- Carvalho MA, Sotto-Maior BS, Del Bel Cury AA, Pessanha Henriques GE. Effect of platform connection and abutment material on stress distribution in single anterior implant-supported restorations: a nonlinear 3-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent*. 2014;112(5):1096-102.
- Merz BR, Hunenbart S, Belsler UC. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000;15(4):519-26.
- Hansson S. A conical implant-abutment interface at the level of the marginal bone improves the distribution of stresses in the supporting bone. *Clinical oral implants research*. 2003;14(3):286-93.
- Schmitt CM, Nogueira-Filho G, Tenenbaum HC, Lai JY, Brito C, Doring H et al. Performance of conical abutment (Morse Taper) connection implants: a systematic review. *Journal of biomedical materials research Part A*. 2014;102(2):552-74.
- Sannino G, Pozzi A, Schiavetti R, Barlattani A. Stress distribution on a three-unit implant-supported zirconia framework. A 3D finite element analysis and fatigue test. *Oral Implantol (Rome)*. 2012;5(1):11-20.
- Tsumita M, Kokubo Y, Vult von Steyern P, Fukushima S. Effect of framework shape on the fracture strength of implant-supported all-ceramic fixed partial dentures in the molar region. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*. 2008;17(4):274-85.
- Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent*. 2001;85(6):585-98.
- Burak Ozcelik T, Ersoy E, Yilmaz B. Biomechanical evaluation of tooth- and implant-supported fixed dental prostheses with various nonrigid connector positions: a finite element analysis. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*. 2011;20(1):16-28.
- Rungsiyakull C, Chen J, Rungsiyakull P, Li W, Swain M, Li Q. Bone's responses to different designs of implant-supported fixed partial dentures. *Biomech Model Mechanobiol*. 2015;14(2):403-11.