

## **Análise computacional da distribuição de sobrecargas oclusais exercidas sobre implantes de zircônia**

Computational analysis of the distribution of occlusal overloads exerted on zirconia implants

Análisis computacional de la distribución de las sobrecargas oclusales ejercidas sobre implantes de zirconio

Recebido: 20/07/2022 | Revisado: 01/08/2022 | Aceito: 05/08/2022 | Publicado: 16/08/2022

**Carlos Gleidson da Silva Sampaio Filho**

ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-3056-8417>

São Leopoldo Mandic, Brasil

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

**Milton Edson Miranda**

ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-5410-6500>

São Leopoldo Mandic, Brasil

E-mail: [memiranda@memiranda.com.br](mailto:memiranda@memiranda.com.br)

**Karina Andréa Novaes Olivieri**

ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-8843-8901>

São Leopoldo Mandic, Brasil

E-mail: [karina\\_olivieri@hotmail.com](mailto:karina_olivieri@hotmail.com)

**Ricardo Armini Caldas**

ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-5362-4744>

Universidade Federal de Santa Catarina, Brasil

E-mail: [ricardo.caldas@ufsc.br](mailto:ricardo.caldas@ufsc.br)

**William Cunha Brandt**

ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-6362-0499>

Universidade Santo Amaro, Brasil

E-mail: [williamcbrandt@yahoo.com.br](mailto:williamcbrandt@yahoo.com.br)

**Rafael Pino Vitti**

ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-6366-5868>

Centro Universitário da Fundação Hermínio Ometto, Brasil

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

### **Resumo**

Através da análise de elementos finitos, o objetivo do estudo foi avaliar a efetividade da placa oclusal frente à sobrecarga de tensões e deformações exercidas sobre implantes de zircônia. Os carregamentos oclusais foram realizados na intensidade de 300 N, a 45° e 90°, com o uso ou não de placa oclusal. Os grupos foram divididos em: cP/cV – com placa oclusal e carga vertical; cP/cO – com placa oclusal e carga oblíqua; sP/cV – sem placa oclusal e carga vertical; sP/cO – sem placa oclusal e carga oblíqua. Para deformação total, os grupos controle apresentaram tensões homogeneamente distribuídas (~0,05 mm no cP/cO e ~0,008 mm no cP/cV), enquanto que para os grupos sem placa, a maior tensão foi observada em sP/cO. Os valores de tensão máxima principal implantar e óssea, respectivamente, foram superiores para sP/cO (119 MPa e ~49 MPa) em comparação aos demais (cP/cV 16 MPa e ~4 MPa; cP/cO 20 MPa e ~2,5 MPa; sP/cV 16 MPa, e ~3,9 MPa). Quanto as tensões mínima principal implantar e óssea, os maiores valores foram para sP/cO (~32 MPa e ~61 MPa) quando comparado aos outros (cP/cV ~4,6 MPa e ~18 MPa; cP/cO 3 MPa e ~10 MPa; sP/cV ~3,2 MPa, e ~18 MPa). A placa oclusal foi efetiva para a melhor distribuição das tensões sobre o implante de zircônia. A carga vertical uniformizou o direcionamento das tensões do grupo sP/cV, promovendo resultados semelhantes aos grupos controle cP/cV e cP/cO. O grupo sP/cO apresentou os piores resultados, com valores elevados de tensões distribuídas heterogeneamente.

**Palavras-chave:** Implantes dentários; Bruxismo; Análise de elementos finitos.

### **Abstract**

From the finite element analysis, the objective of the study was to evaluate the effectiveness of the occlusal splint against the overload of tensions and deformations exerted on zirconia implants. Occlusal loadings were performed at 300 N intensity, at 45° and 90°, with or without the use of an occlusal splint. The groups were divided into: cP/cV – with occlusal splint and vertical load; cP/cO – with occlusal splint and oblique loading; sP/cV – without occlusal splint and vertical load; sP/cO – without occlusal splint and oblique loading. For total deformation, the control groups showed evenly distributed stresses (~0.05 mm in cP/cO and ~0.008 mm in cP/cV), while for the groups without splint, the highest stress was observed in sP/cO. The maximum main implant and bone stress values, respectively, were

higher for sP/cO (119 MPa and ~49 MPa) compared to the others (cP/cV 16 MPa and ~4 MPa; cP/cO 20 MPa and ~2, 5 MPa; sP/cV 16 MPa, and ~3.9 MPa). As for the minimum main implant and bone tensions, the highest values were for sP/cO (~32 MPa and ~61 MPa) when compared to the others (cP/cV ~4.6 MPa and ~18 MPa; cP/cO 3 MPa and ~10 MPa; sP/cV ~3.2 MPa, and ~18 MPa). The occlusal splint was effective for better stress distribution on the zirconia implant. The vertical load standardized the direction of voltages in the sP/cV group, promoting similar results to the control groups cP/cV and cP/CO. The sP/cO group presented the worst, with high values of heterogeneously distributed results.

**Keywords:** Dental implants; Bruxism; Finite element analysis.

### Resumen

A partir del análisis de elementos finitos, el objetivo del estudio fue evaluar la efectividad de la férula oclusal frente a la sobrecarga de tensiones y deformaciones ejercidas sobre los implantes de zirconia. La carga oclusal se realizó a una intensidad de 300 N, a 45° y 90°, con o sin uso de férula oclusal. Los grupos fueron divididos en: cP/cV – con férula oclusal y carga vertical; cP/cO – con férula oclusal y carga oblicua; sP/cV – sin férula oclusal y carga vertical; sP/cO – sin férula oclusal y carga oblicua. Para la deformación total, los grupos de control mostraron tensiones uniformemente distribuidas (~0,05 mm en cP/cO y ~0,008 mm en cP/cV), mientras que, para los grupos sin placa, la mayor tensión se observó en sP/cO. Los valores máximos de estrés óseo e implante principal, respectivamente, fueron mayores para sP/cO (119 MPa y ~49 MPa) en comparación con los demás (cP/cV 16 MPa y ~4 MPa; cP/cO 20 MPa y ~2, 5 MPa; sP/cV 16 MPa y ~3,9 MPa). En cuanto a las tensiones mínimas del implante principal y del hueso, los valores más altos fueron para sP/cO (~32 MPa y ~61 MPa) en comparación con los demás (cP/cV ~4.6 MPa y ~18 MPa; cP/cO 3 MPa y ~10 MPa; sP/cV ~3,2 MPa y ~18 MPa). La férula oclusal fue eficaz para una mejor distribución de la tensión en el implante de zirconio. La carga vertical estandarizó la dirección de las tensiones en el grupo sP/cV, promoviendo resultados similares a los de los grupos control cP/cV y cP/CO. El grupo sP/cO presentó los peores resultados, con valores elevados de tensiones distribuidas heterogéneamente.

**Palabras clave:** Implantes dentales; Bruxismo; Análisis de elementos finitos.

## 1. Introdução

O bruxismo é um desarranjo funcional, de ordem multifatorial, caracterizado pelo apertar ou ranger dos dentes em vigília ou durante o sono (Lal & Weber, 2022). Como potencial fator de risco para consequências clínicas, a magnitude e a frequência dos movimentos exercidos podem determinar a ação de cargas excessivas sobre implantes dentários, aumentando a incidência de forças de flexão resultante de cargas laterais repetitivas mecanicamente desfavoráveis (De Angelis et al., 2017; Torcato et al., 2015).

Em razão de limitar os iminentes danos às estruturas do sistema estomatognático, as placas oclusais têm potencial de atenuar cargas oriundas da atividade muscular intensa procedentes do bruxismo, culminando num melhor direcionamento e dissipação das forças transmitidas sobre a coroa protética, implante dentário e tecido ósseo peri-implantar (El-Anwar et al., 2017; Vavrina & Vavrina 2020; Goldstein et al., 2021). Estudos indicam o insucesso de próteses e implantes dentários por complicações mecânicas na presença da sobrecarga oclusal (Chrcanovic et al., 2017; Castellanos-Cosano et al., 2019), porém, também há relatos de que a placa oclusal possa favorecer o prognóstico de pacientes com bruxismo reabilitados por implantes de titânio ao promover equilibrada distribuição das forças (Goiato et al., 2014).

Atualmente, como alternativa ao titânio, os implantes cerâmicos de zircônia estão progressivamente ganhando espaço na odontologia. A zircônia é um material de adequadas propriedades mecânicas, é biocompatível e dispõe de excelente propriedade óptica, possibilitando um tratamento livre de metal, favorecendo a estética rosa dos tecidos peri-implantares (Prakash et al., 2021).

Embora as vantagens de tratamento com implantes de zircônia sejam evidenciadas, estas se resumem a estudos clínicos baseados na avaliação da taxa de sucesso da sobrevida implantar (Choi et al., 2021; Prakash et al., 2021). O elevado módulo de elasticidade da zircônia a caracteriza como um material rígido, passível a fraturas, fator potencial de complicações e falhas de tratamento (Pjetursson et al., 2018).

Uma vez que na literatura há uma escassez de evidências da problemática da efetividade da placa oclusal em pacientes com bruxismo reabilitados por implantes cerâmicos de zircônia, a elaboração de estudos avaliando tais aspectos não de ter

grande relevância clínica e científica. Isso posto, o objetivo desse estudo computacional, baseado na simulação pela FEA (Análise de Elementos Finitos), foi de analisar a eficácia do uso da placa oclusal diante de forças de sobrecarga, a partir da distribuição de tensões e deformações, em implantes cerâmicos (zircônia) de corpo único.

## 2. Metodologia

O estudo foi submetido ao Comitê de Ética e Pesquisa (CEP) da Faculdade de Odontologia da São Leopoldo Mandic (protocolo 2021-0174). A pesquisa foi realizada com ensaio *in silico* para avaliar a distribuição de tensões em implante de corpo único em zircônia e tecido ósseo em uma reabilitação implantossuportada no elemento 45 (segundo pré-molar inferior direito).

A metodologia da análise por elementos finitos foi realizada em três etapas: pré-processamento (criação do modelo computacional), processamento (cálculo matemático da simulação de elementos finitos) e pós-processamento (coleta e análise dos resultados) (Henrique et al., 2021; Tsumanuma et al., 2021).

No pré-processamento foi realizada a construção dos modelos geométricos e acréscimo de dados pertinentes das propriedades físico-mecânicas dos materiais utilizados nas construções dos modelos. Para as construções dos modelos foi necessário configurar a simulação com informações representativas de todos os materiais analisados, como módulo de elasticidade, e definir as condições de contorno, com o objetivo de reproduzir as condições reais. As estruturas dos modelos foram divididas em um número finito de elementos, os quais foram interconectados por pontos nodais que se encontram no sistema de coordenadas tridimensional, sendo o conjunto resultante denominado malha (Henrique et al., 2021; Tsumanuma et al., 2021).

Imagens da mandíbula dentada artificial foram obtidas por meio de tomografia computadorizada (i-CAT Cone Beam 3D Dental Imaging System, Imaging Sciences International, Hatfield, PA, EUA) para a construção dos modelos ósseos. As imagens obtidas por meio da tomografia computadorizada foram utilizadas como base para a construção computacional da região posterior da mandíbula (25 mm altura x 15 mm largura méso-distal x 15 mm profundidade buco-lingual), sendo construída por tecido ósseo do tipo três (fina camada de osso cortical - 1,0mm - em torno de um osso trabecular) com relação a sua densidade (Henrique et al., 2021; Tsumanuma et al., 2021).

Os modelos tridimensionais foram criados para simular uma situação clínica com ausência do elemento 45. Esse dente foi substituído por implante em zircônia de corpo único e coroa em dissilicato de lítio com a finalidade de simular os carregamentos oclusais oblíquo e vertical. Quatro grupos de estudo foram criados: cP/cV: placa oclusal e carga vertical; cP/cO: placa oclusal e carga oblíqua; sP/cV: sem placa oclusal e carga vertical; sP/cO: sem placa oclusal e carga oblíqua.

Os carregamentos oclusais foram aplicados computacionalmente com intensidades de 300 N a 45° (oblíquo) e 90° (vertical) ao longo eixo da estrutura. As imagens dos componentes protéticos foram obtidas por meio de banco de dados. Os modelos em elementos finitos foram construídos com auxílio do software elementos finitos (SolidWorks ANSYS Workbench 14.0; Swanson Analysis Inc) para a análise biomecânica (processamento) (Henrique et al., 2021; Tsumanuma et al., 2021).

Todos os materiais foram considerados isotrópicos, homogêneos e linearmente elásticos, sendo importados para o software os valores do módulo de elasticidade e do coeficiente de Poisson (Tabela 1) (Çaglar et al., 2011; Ereifej et al., 2011; Vieriu et al., 2015). Todos os contatos foram considerados intimamente unidos (sem atrito) e para realização das simulações foi selecionada a análise estática estrutural.

**Tabela 1.** Propriedades mecânicas dos materiais utilizados.

Material	Módulo de Elasticidade (GPa)	Coefficiente de Poisson
Osso cortical	13,7 <sup>a</sup>	0,30 <sup>a</sup>
Osso esponjoso	1,37 <sup>a</sup>	0,30 <sup>a</sup>
Resina acrílica	2,65 <sup>b</sup>	0,35 <sup>b</sup>
Dissilicato de lítio	68 <sup>c</sup>	0,24 <sup>c</sup>
Zircônia	200 <sup>a</sup>	0,31 <sup>a</sup>

Fonte: <sup>a</sup>Çaglar et al., 2011; <sup>b</sup>Vieriu et al., 2015; <sup>c</sup>Ereifej et al., 2011.

Algumas medidas foram tomadas para evitar erros de concentradores de tensões existentes nas malhas, principalmente em áreas críticas, como interface implante-intermediário e/ou implante-tecido ósseo. Essas medidas consistiram no refinamento das interfaces entre os sólidos com tamanho máximo dos elementos de 0,2 mm, fator de crescimento de elemento de 1,2 e elementos sendo tetraedros de 10 nós. A malha discreta de elemento finito foi gerada para cada estrutura com elementos tetraédricos de 10 nós com três graus de liberdade para cada nó. As malhas para a análise de elementos finitos foram geradas e sua integridade avaliada quanto à qualidade dos elementos nas regiões de interesse.

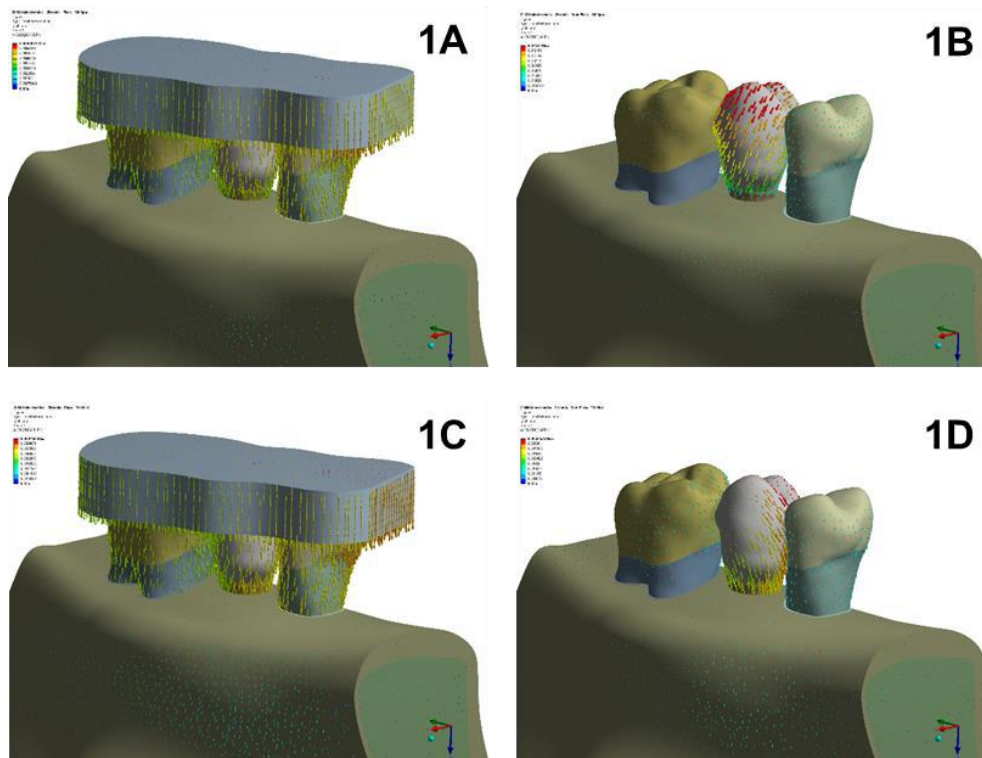
Por fim, o pós-processamento consistiu na análise dos modelos utilizando os resultados que foram obtidos e avaliados por meio da deformação total e das tensões máxima principal (tração) e mínima principal (compressão) no implante e tecido ósseo.

### 3. Resultados

A Figura 1 representa o modelo dos grupos cP/cO (Figura 1A), sP/cO (Figura 1B), cP/cV (Figura 1C) e sP/cV (Figura 1D). As setas evidenciam as tensões distribuídas (deformação total) na placa oclusal, dentes (44 e 46) e coroa sobre implante (45). Nos grupos com placa (cP/cO e cP/cV), as tensões se distribuíram homogeneamente nos elementos dentais (44 e 46) e implante (45), com maiores valores de deformação (~0,05 mm no cP/cO e ~0,008 mm no cP/cV) para a placa oclusal próxima ao dente 44 e na coroa do implante 45 (Figura 1A e Figura 1C). Quanto aos grupos sem placa (sP/cO e sP/cV), as tensões se distribuíram de forma heterogênea (Figura 1B e Figura 1D), com maior deformação (~0,04 mm sP/cO e ~0,006 mm sP/cV) sobre o implante (45), com os maiores valores de deformação no terço oclusal da coroa para o grupo sP/cO.

O direcionamento das setas e a maior magnitude de força, representada pela cor vermelha, na coroa protética (45) para o grupo sP/cO (Figura 1B) indicam as maiores concentrações de sobrecarga nesta região. A coloração amarela e o direcionamento das setas das figuras 1A e 1C representam a homogeneidade de distribuição da sobrecarga aplicada nos grupos cP/cO e cP/cV, respectivamente. De forma similar, o grupo sP/cV apresenta afluência de cargas na região cervical da coroa (45), de intensidade semelhante aos grupos controle, com ressalva do discreto acúmulo de carga para região lingual da coroa (Figura 1D).

**Figura 1.** Deformação total.

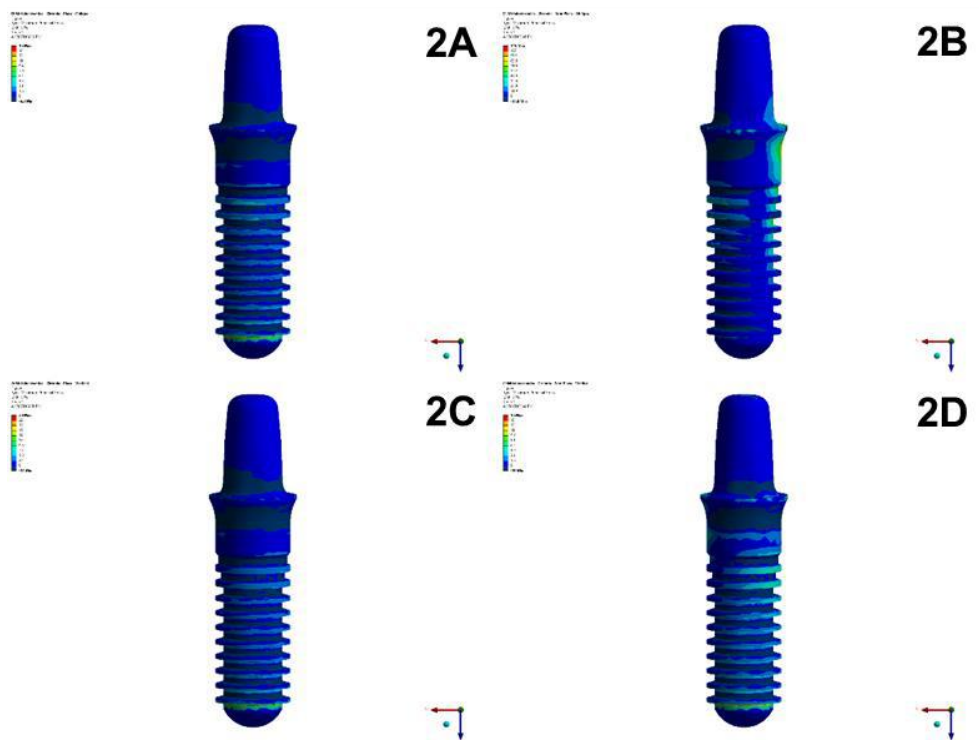


Valores homogêneos para deformação total em cP/cO (1A) e cP/cV (1C); maior deformação oclusal da coroa para sP/cO (1B). Fonte: Autores.

A tensão máxima principal implantar foi maior para sP/cO (~119 MPa) quando comparado aos grupos cP/cV e sP/cV (~16 MPa), e ao grupo cP/cO (~20 MPa) (Figura 2). Ainda, o maior valor absoluto de tensão máxima principal se concentrou na face lingual do módulo de crista do implante para o grupo sP/cO (Figura 2B), representada pela cor verde e amarela, enquanto para os grupos cP/cO, cP/cV e sP/cV o valor absoluto máximo dessa tensão se localizou abaixo da última rosca do implante, representada pela cor verde (Figura 2A, Figura 2C e Figura 2D).

Além dos valores explícitos, através da escala de cores e disposição sobre o implante, é possível analisar que o direcionamento oblíquo exerceu maior amplitude de força no grupo sem placa (Figura 2B) em comparação aos demais grupos, em que o direcionamento e magnitude da carga foi uniforme e semelhante (Figuras 2A, 2C e 2D).

**Figura 2.** Tensão máxima principal implantar.



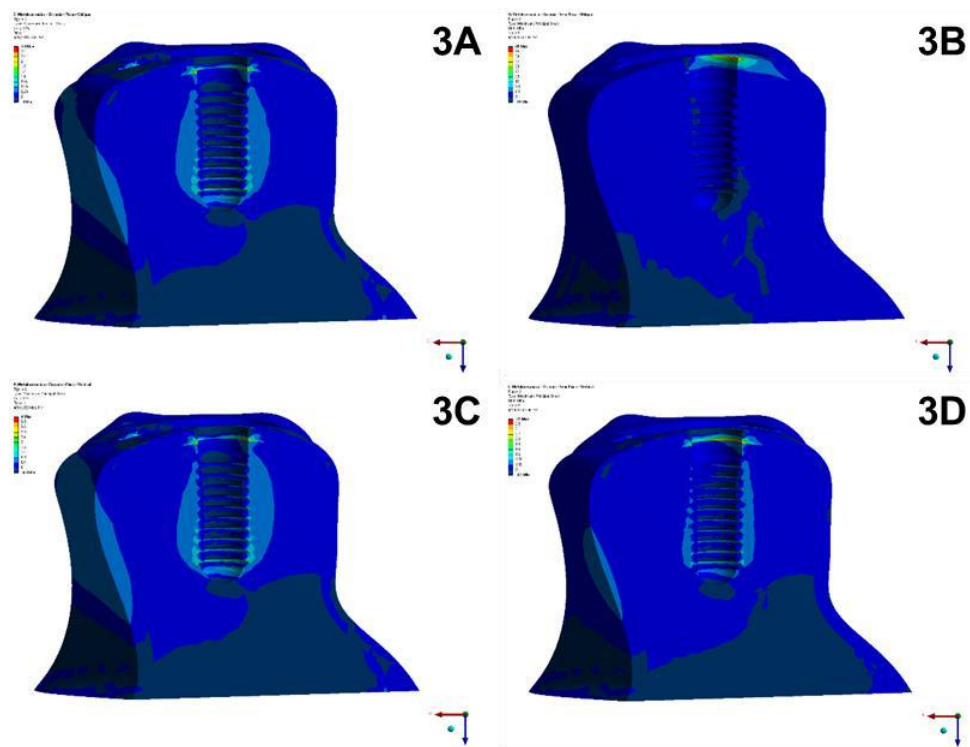
Maior valor de tensão máxima implantar concentrado na face lingual do módulo de crista do implante para sP/cO (2B; ~119 MPa). Fonte: Autores.

Os maiores valores de tensão máxima principal óssea também foram maiores para sP/cO (~49 MPa) em comparação a todos os outros grupos (cP/cO ~2,5 MPa; cP/cV ~4 MPa; sP/cV ~3,9 MPa) (Figura 3). Nos grupos cP/cO (Figura 3A) e cP/cV (Figura 3C), há maior concentração dessas forças na região cervical óssea peri-implantar, enquanto nos grupos sP/cO (3 Figura B) e sP/cV (Figura 3D), na área óssea cérvico-lingual.

Assim como na mensuração de tensão máxima implantar, através da localização da cor verde sobre a região de crista óssea, é possível avaliar que o direcionamento oblíquo exerceu maior extensão de força no grupo sem placa (Figura 3B). A carga foi uniformemente distribuída para cP/cO e cP/cV (Figuras 3A e 3C). O grupo sP/cV apresentou discreto acúmulo de carga na região óssea lingual peri-implantar (Figura 3D), se assemelhando ao achado para este mesmo grupo no parâmetro de deformação total (Figura 1D).



**Figura 3.** Tensão máxima principal óssea.

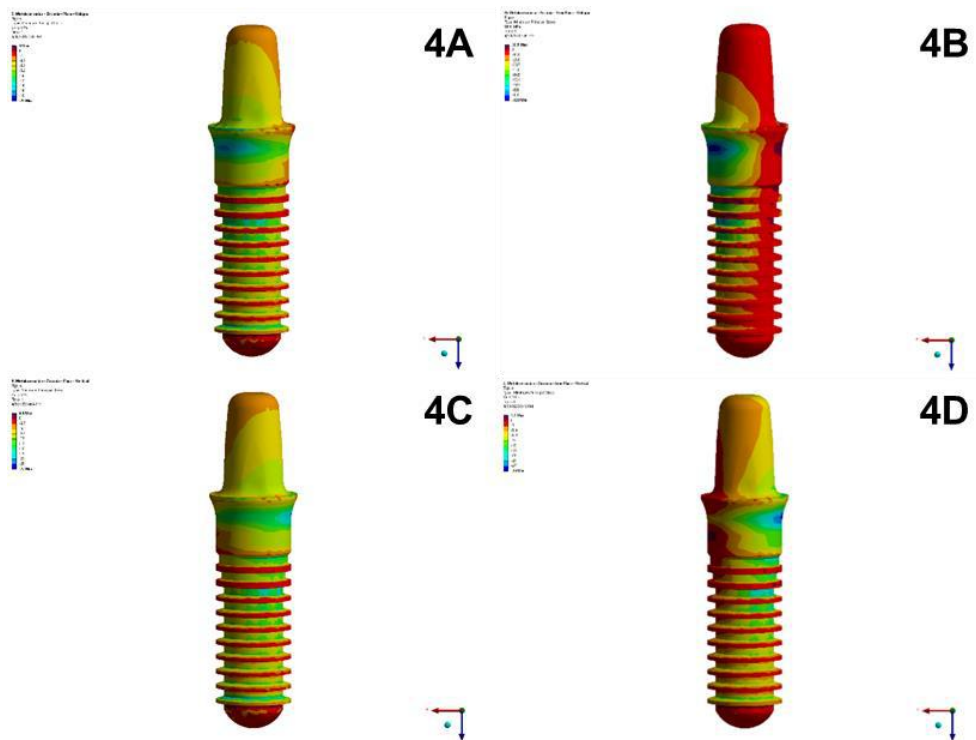


Maior valor de tensão máxima óssea concentrado na região cérvico-lingual para sP/cO (3B; ~49 MPa). Fonte: Autores.

A tensão mínima principal implantar foi maior em sP/cO (~32,9 MPa) do que em todos os outros grupos (cP/cO ~3 MPa; cP/cV ~4,6 MPa; sP/cV (~3,2 MPa) (Figura 4). Em cP/cO (Figura 4A) e cP/cV (Figura 4C), a concentração da tensão máxima implantar se restringe à região após a última espira próxima ao ápice do implante; enquanto para o grupo sP/cO (Figura 4B), se localiza na região do componente protético até as espiras, na face lingual e para o grupo sP/cV (Figura 4 D), na região do componente protético do implante e na região após última espira próxima ao ápice do implante.

Como nas tensões máximas principais do implante e do tecido ósseo, o grupo sP/cO revelou maior concentração de tensões mínimas em toda a extensão lingual do implante, representada pela cor vermelha (Figura 4B); essa força apresentou direcionamento oposto ao achado da coroa protética (Figura 1B), porém, de magnitude expressivamente superior em relação aos demais grupos. A homogeneidade de distribuição de tensões manteve-se como padrão para os grupos com placa (Figuras 4A e 4C), enquanto o grupo sP/cV exibiu maiores tensões ao longo de toda a extensão do implante, representadas pelas cores laranja e vermelho na face vestibular (Figura 4D), de direcionamento oposto à deformação total (Figura 1D) e tensões máximas implantar (Figura 2D) e óssea (Figura 3D).

**Figura 4.** Tensão mínima principal implantar.



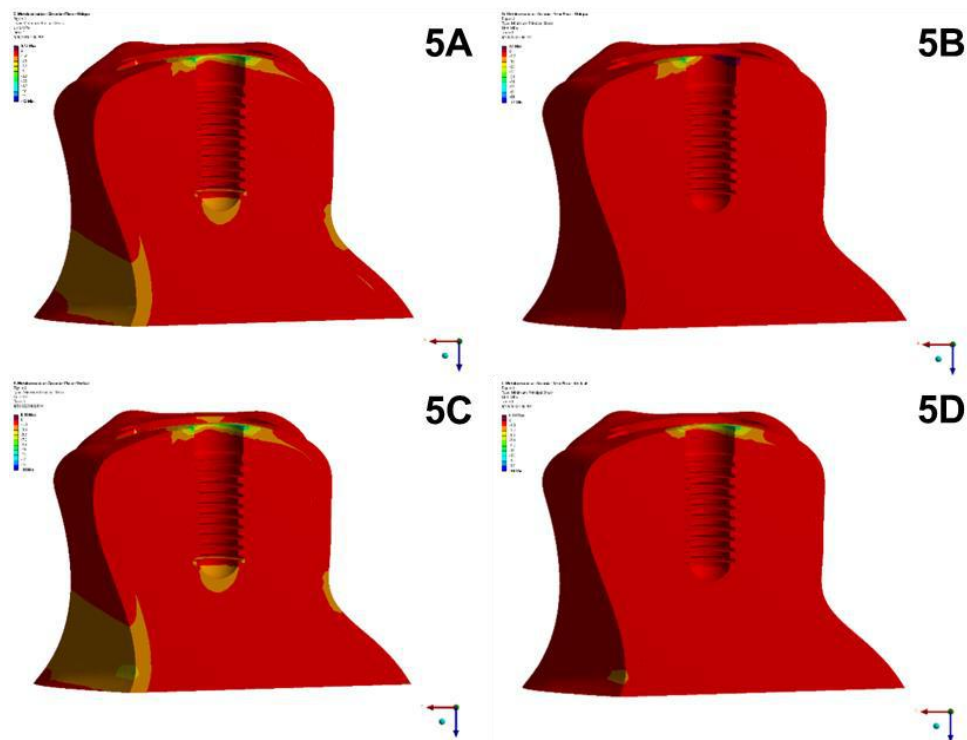
Maior valor de tensão mínima implantar concentrado na face lingual do componente protético ao centro do implante sP/cO (4B; ~32,9 MPa).  
Fonte: Autores.

A tensão mínima principal óssea foi maior em sP/cO (~61 MPa) quando comparada a cP/cO (~10 MPa); em cP/cO (Figura 5A), se localiza em toda a região cervical peri-implantar e em sP/cO (Figura 5B), na região cérvico-vestibular. Os valores absolutos para cP/cV (Figura 5C) e sP/cV (Figura 5D) foram semelhantes (~18 MPa).

A coloração amarela e verde, representativa da distribuição das tensões, localizada na região de crista óssea, foi uniformemente distribuída para os grupos com placa (Figuras 5A e 5C) e para o grupo sP/cV (Figura 5D), se assemelhando ao padrão de distribuição de deformação total para esses grupos (Figuras 1A, 1C e 1D). Já o grupo sP/cO, da mesma forma que os demais, manteve o padrão semelhante ao direcionamento de deformação total (Figura 1B), mas sem a mesma intensidade (Figura 5B).



**Figura 5.** Tensão mínima principal óssea.



Maior valor de tensão mínima óssea concentrado na face cérvico-vestibular sP/cO (5B; ~61 MPa). Fonte: Autores.

A Tabela 2 resume os valores das respectivas análises de força realizadas nos grupos experimentais propostos.

**Tabela 2.** Valores de deformação e tensões.

	cP/cO	sP/cO	cP/cV	sP/cV
<b>Deformação total (mm)</b>	~0,05	~0,04	~0,008	~0,006
<b>Tensão máxima principal implantar (MPa)</b>	~20	~119	~16	~16
<b>Tensão máxima principal óssea (MPa)</b>	~2,5	~49	~4	~3,9
<b>Tensão mínima principal implantar (MPa)</b>	~3	~32,9	~4,6	~3,2
<b>Tensão mínima principal óssea (MPa)</b>	~10	~61	~18	~18

Fonte: Autores.

#### 4. Discussão

O controle de forças excessivas transmitidas aos implantes dentários em pacientes diagnosticados com bruxismo pode proporcionar a longevidade das reabilitações orais (Zhou et al., 2016; Kullar, Miller 2019). O questionamento do presente estudo foi se o uso de placas oclusais poderia reduzir os impactos de sobrecargas oclusais em implantes de zircônia com próteses metalocerâmicas cimentadas. A partir dos resultados obtidos, a hipótese de que a placa oclusal poderia minimizar os prejuízos das diferentes tensões aplicadas foi aceita.

Com os dados apresentados para a deformação total, os maiores valores absolutos de tensões concentradas no terço oclusal da coroa (45) para o grupo sP/cO pode ser explicado devido ao direcionamento da carga, uma vez que forças oblíquas promovem maiores pontos de tração e cisalhamento na direção oposta de sua aplicação (Pellizzer et al., 2010; Göre, Evlioğlu, 2014; De Souza Batista et al., 2021). Ainda, por mais que o implante de zircônia tenha sido representado como de corpo único,

ele é composto por uma interface protética cimentada, o que desfavorece a dissipação das forças em torno de seu longo eixo quando comparado aos dentes 44 e 46, o que justifica a distribuição homogênea da sobrecarga para estes mesmos elementos, além da presença de ligamento periodontal (Bidez, Misch, 1992). Essa premissa também corrobora com os achados para esta mesma análise nos outros grupos, onde a placa oclusal proporcionou difusão uniforme tanto para carga vertical (cP/cV), quanto para carga oblíqua (cP/cO).

Henrique et al. (2021) simularam cargas verticais (90°) de 100 N e oblíquas (45°) de 300 N (24, 25 e 26) em implantes de titânio com pilares protéticos do mesmo material ou de zircônia com o uso ou não de dispositivo oclusal; os autores relataram que as tensões foram bem distribuídas e de valores semelhantes para os dois tipos de carga na presença da placa. No presente estudo, a distribuição uniforme da tensão mínima implantar ao longo eixo do implante para o grupo sP/cV pode representar a compressão ocasionada através da transferência da sobrecarga axial para o material mais rígido (zircônia 200 GPa x tecido ósseo 13,7 GPa), o que fundamenta a semelhança de resultados em relação aos grupos controle (cP/cO e cP/cV) para as diferentes análises, mesmo que com considerável concentração de tensões cervicais para a coroa (45) quanto a deformação total (Bidez, Misch, 1992; Çaglar et al., 2011). Já para os achados dos grupos com uso de placa (cP/cO e cP/cV), a homogeneidade e equilíbrio de dissipação das sobrecargas aplicadas corroboram com a hipótese de que as placas oclusais poderiam reduzir os impactos de sobrecargas oclusais em implantes de zircônia.

O grupo sP/cV apresentou resultados de tensão mínima e máxima principal para o implante e tecido ósseo semelhantes aos grupos controle cP/cO e cP/cV, além de equivalentes localidades de distribuição das forças. Esse resultado parece controverso, mas o direcionamento da força aplicada (vertical), bem como a sua amplitude (300 N) devem ser levadas em consideração, uma vez que em movimentos mandibulares patológicos a ação e direcionamento dessas forças são combinadas. Ademais, Bankoğlu Güngör e Yılmaz (2016) avaliaram que tensões principais máximas e mínimas, além de suas respectivas distribuições, foram semelhantes na análise de elementos finitos (21, 22 e 23) em próteses cimentadas sobre implantes de titânio *versus* implantes de zircônia. Muito embora os autores tenham preconizado o direcionamento de forças horizontais e oblíquas com magnitudes inferiores (178 N e 25,5 N, respectivamente) as do presente estudo, há de se levar em consideração o módulo de elasticidade da zircônia, que é quase duas vezes maior que a do titânio (200 GPa x 115 GPa) e quase dezesseis vezes maior que a do osso cortical (200 GPa x 13,7 GPa), o que justifica a reduzida dissipação das tensões sobre outras regiões do próprio implante e do tecido ósseo peri-implantar (Çaglar et al., 2011; Choi et al., 2021).

As tensões incididas sobre os implantes dentários são dissipadas até o tecido ósseo que por sua vez, em condições biológicas e biomecânicas favoráveis, executa o *turnover* ósseo peri-implantar (Roos-Jansäker et al., 2006). Em condições normais, a propagação dessas forças se concentra na região cervical do tecido ósseo cortical e vai se dissipando, em menor magnitude, pelo tecido ósseo trabecular até a região apical (Tyagi et al., 2020). Com os resultados da simulação das forças oclusais de um paciente bruxista incidindo sobre o sistema de implante de zircônia e prótese metalocerâmica protegido ou não por placa oclusal obtidos, foi observado que o dispositivo pode uniformizar distribuição de sobrecargas oclusais, posto que o acúmulo das tensões implantares e ósseas situaram-se no ápice do implante e osso cortical, respectivamente (cP/cO e cP/cV). Quanto ao direcionamento lingual das tensões máximas do implante e tecido ósseo resultantes da carga oblíqua para o grupo sP/cO, repetidas sobrecargas nesta região tendem a ocasionar micromovimentações mecânicas desfavoráveis (Tyagi et al., 2020). Ademais, a tensão mínima principal óssea concentrada na região cérvico-vestibular poderia contribuir para a saucerização peri-implantar, em virtude da sensibilidade do tecido ósseo às tensões de compressão, que por sua vez, em ritmo cíclico e em constante sobrecarga, favoreceria o processo de reabsorção (Ercal et al., 2021; Henrique et al., 2021).

Neste estudo, as tensões principais máximas e mínimas foram eleitas para o cálculo e direcionamento das forças estudadas aplicadas, posto que implantes cerâmicos e coroas revestidas por porcelana são materiais rígidos considerados frágeis, bem como o tecido ósseo (Göre, Evlioğlu, 2014; Choi et al., 2021). A principal limitação encontrada é a simulação

completa e simultânea dos movimentos para reprodução de um paciente com bruxismo; em um cenário clínico, além da ação conjunta de distribuição dessas cargas, outras orientações devem ser consideradas, como as laterais e transversais, além da reprodução dos movimentos pelos pacientes, que varia em força, magnitude e tempo. Entretanto, com a escassa informação na literatura quanto à eficiência das placas oclusais em pacientes com bruxismo reabilitados por implantes de zircônia, com os resultados deste estudo, é possível identificar que o dispositivo oclusal pode beneficiar esse tipo de tratamento, dado que a placa oclusal promoveu uma melhor distribuição das cargas aplicadas, no entanto, estudos clínicos de médio a longo prazo poderiam validar esse achado.

A longo prazo e com base nos resultados obtidos, o uso de placas oclusais poderia proporcionar adequada e uniforme distribuição de sobrecargas oclusais patológicas, favorecendo a dinâmica entre tecido ósseo, implante e coroa protética a partir de tensões fisiologicamente compatíveis, culminando na longevidade do tratamento reabilitador através da instalação de implantes de zircônia em pacientes com bruxismo, uma vez que se trata de uma associação terapêutica simples e pouco dispendiosa.

## 5. Conclusão

O uso de placa oclusal foi efetivo ante a distribuição das tensões de sobrecarga exercidas tanto para o direcionamento vertical, quanto para oblíquo, durante a distribuição de tensões sobre o implante de zircônia de corpo único. Ainda, a carga vertical uniformizou o direcionamento das tensões de sobrecarga, promovendo resultados semelhantes aos do grupo controle (cP/cV e cP/cO) ao grupo sP/cV. Quanto a distribuição da carga oblíqua sem o uso da placa oclusal, o grupo sP/cO apresentou os piores resultados, com valores elevados de tensões distribuídas heterogeneamente sobre a coroa, longo eixo do implante e tecido ósseo.

No presente estudo, foi possível identificar que as placas oclusais são eficientes ao proporcionar uma melhor dissipação das sobrecargas oclusais em implantes de zircônia. No entanto, estudos clínicos poderiam validar essa premissa, posto que a principal limitação da pesquisa se resume a reprodução fidedigna dos movimentos de um paciente com bruxismo, dado que clinicamente, há ação simultânea das forças exercidas, além da recorrência e das diferentes magnitudes.

## Referências

- Bankoğlu Güngör, M., & Yılmaz, H. (2016). Evaluation of stress distributions occurring on zirconia and titanium implant-supported prostheses: A three-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent.*, 116(3), 346-55.
- Bidez, M. W., & Misch, C. E. (1992). Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principles. *J Oral Implantol.*, 18(3), 264-74.
- Çaglar, A., Bal, B. T., Karakoca, S., Aydın, C., Yılmaz, H., & Sansoy, S. (2011). Three-dimensional finite element analysis of titanium and yttrium-stabilized zirconium dioxide abutments and implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 26(5), 961-9.
- Castellanos-Cosano, L., Rodriguez-Perez, A., Spinato, S., Wainwright, M., Machuca-Portillo, G., Serrera-Figallo, M. A., & Torres-Lagares D. (2019). Descriptive retrospective study analyzing relevant factors related to dental implant failure. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, 1;24(6), e726-e738.
- Choi, S. M., Choi, H., Lee, D. H., & Hong, M. H. (2021). Comparative finite element analysis of mandibular posterior single zirconia and titanium implants: a 3-dimensional finite element analysis. *J Adv Prosthodont.*, 13(6), 396-407.
- Chrcanovic, B. R., Kisch, J., Albrektsson, T., & Wennerberg, A. (2017). Bruxism and dental implant treatment complications: a retrospective comparative study of 98 bruxer patients and a matched group. *Clin Oral Implants Res.*, 28(7), e1-e9.
- De Angelis, F., Papi, P., Mencio, F., Rosella, D., Di Carlo, S., & Pompa G. (2017). Implant survival and success rates in patients with risk factors: results from a long-term retrospective study with a 10 to 18 years follow-up. *Eur Rev Med Pharmacol Sci.*, 21(3), 433-437.
- de Souza Batista, V. E., Verri, F. R., Lemos, C. A., Cruz, R. S., Noritomi, P. Y., & Pellizzer, E. P. (2021). A 3D Finite Element Analysis of Bone Tissue in 3-Unit Implant-Supported Prostheses: Effect of Splinting Factor and Implant Length and Diameter. *Eur J Prosthodont Restor Dent.*, 29(2), 76-83.
- Ercal, P., Taysi, A. E., Ayvaliöglu, D. C., Eren, M. M., & Sismanoğlu, S. (2021). Impact of peri-implant bone resorption, prosthetic materials, and crown to implant ratio on the stress distribution of short implants: a finite element analysis. *Med Biol Eng Comput.*, 59(4), 813-824.
- Goiato, M. C., Sonogo, M. V., dos Santos, D. M., & da Silva, E. V. (2014). Implant rehabilitation in bruxism patient. *BMJ Case Rep.*, 6, bcr2014204080.

- Goldstein, G., DeSantis, L., & Goodacre, C. (2021). Bruxism: Best Evidence Consensus Statement. *J Prosthodont.*, 30(S1), 91-101.
- Göre E, Evlioğlu G. Assessment of the effect of two occlusal concepts for implant-supported fixed prostheses by finite element analysis in patients with bruxism. *J Oral Implantol.* 2014 Feb;40(1):68-75. doi: 10.1563/AAID-JOI-D-11-00044. Epub 2012 Jan 15. PMID: 22242658.
- Henrique, M. N., Caldas, R. A., Baroudi, K., Amaral, M., Vitti, R. P., & Silva-Concilio, L. R. (2021). Influence of Flat Occlusal Splint on Stresses Induced on Implants for Different Fixed Prosthetic Systems. *Eur J Prosthodont Restor Dent.*, 29(2), 84-92.
- Kullar, A. S., & Miller, C. S. (2019). Are There Contraindications for Placing Dental Implants? *Dent Clin North Am.*, 63(3), 345-362. Lal SJ, & Weber KK. (2022). Bruxism Management. In: *StatPearls [Internet]*. ID Publishing: NBK482466.
- Ereifej, N., Rodrigues, F. P., Silikas, N., & Watts, D. C. (2011). Experimental and FE shearbonding strength at core/veneer interfaces in bilayered ceramics. *Dent Mater.*, 27, 590-597.
- El-Anwar, M. I., El-Zawahry, M. M., Ibraheem, E. M., Nassani, M. Z., & ElGabry, H. (2017). New dental implant selection criterion based on implant design. *Eur J Dent.*, 11(2), 186-191.
- Pellizzer, E. P., Falcón-Antenucci, R. M., de Carvalho, P. S., Santiago, J. F., de Moraes, S. L., & de Carvalho, B. M. (2010). Photoelastic analysis of the influence of platform switching on stress distribution in implants. *J Oral Implantol.*, 36(6), 419-24.
- Pjetursson, B. E., Valente, N. A., Strading, M., Zwahlen, M., Liu, S., & Sailer, I. (2018). A systematic review of the survival and complication rates of zirconia-ceramic and metal-ceramic single crowns. *Clin Oral Implants Res.*, 29(16), 199-214.
- Prakash, M., Audi, K., & Vaderhobli, R. M. (2021). Long-Term Success of All-Ceramic Dental Implants Compared with Titanium Implants. *J Long Term Eff Med Implants.*, 31(1), 73-89.
- Roos-Jansåker, A. M., Lindahl, C., Renvert, H., & Renvert, S. Nine- to fourteen-year follow-up of implant treatment. Part I: implant loss and associations to various factors. *J Clin Periodontol.*, 33(4), 283-9.
- Torcato, L. B., Pellizzer, E. P., Verri, F. R., Falcón-Antenucci, R. M., Santiago Júnior, J. F., & de Faria Almeida, D. A. (2015). Influence of parafunctional loading and prosthetic connection on stress distribution: a 3D finite element analysis. *J Prosthet Dent.*, 114(5), 644-51.
- Tsumanuma, K. T. S., Caldas, R. A., Silva, I. D., Miranda, M. E., Brandt, W. C., & Vitti, R. P. (2021). Finite Element Analysis of Stress in Anterior Prosthetic Rehabilitation with Zirconia Implants with and without Cantilever. *Eur J Dent.*, 15(4), 669-674.
- Tyagi, R., Kumar, S., Aggarwal, R., Choudhary, S., Malethia, A., & Saini, N. (2020). A 3-D Finite Element Analysis of Stress Distribution on Implant-supported Fixed Prosthesis with Four Different Commercially Available Implant Systems. *J Contemp Dent Pract.*, 21(8), 835-840.
- Vavrina, J., & Vavrina, J. (2020). Bruxismus: Einteilung, Diagnostik und Behandlung [Bruxism: Classification, Diagnostics and Treatment]. *Praxis*, 109(12), 973-978.
- Vieriu, M., Țănculescu, O., Mocanu, F., Aniculăeșă, A., Doloca, A., Luchian, I., & Mărtu, S. (2015). The validation of an acrylic resin for the completion of biomechanical studies on a mandibular model. *Roman J Oral Rehab.*, 7, 74-79.
- Zhou, Y., Gao, J., Luo, L., & Wang, Y. (2016). Does Bruxism Contribute to Dental Implant Failure? A Systematic Review and Meta-Analysis. *Clin Implant Dent Relat Res.*, 18(2), 410-20.