ANAIS XVI CICURV, 2022,P.X-Y
ISSN: 2179-0574

XVII CICURV
Congresso de Iniciação Científica da Universidade de Rio Verde

A importância da distribuição da carga oclusal para a correta biomecânica de prótese parcial fixa implantosuportada: análise das tensões em implantes, componentes protéticos e infraestruturas

Silvio Pedro da Silva Sakamoto[1], Diogo Henrique Vaz de Souza[2], Andrea Sayuri Silveira Dias Terada[3], Alexandre Luiz Souto Borges[4], Marcelo Bighetti Toniollo[5]

[1] Graduando do curso de Odontologia, Universidade de Rio Verde. Aluno de Iniciação Científica – PIBIC-CNPq.
[2] Graduado no curso de Odontologia, Universidade de Rio Verde.
[3] Profa.Dra. da Faculdade de Odontologia, Universidade de Rio Verde.
[4] Prof.Dr. da Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista (UNESP-São José dos Campos).
[5] Orientador, Prof. Dr. da Faculdade de Odontologia, Universidade de Rio Verde - marcelo.toniollo@unirv.edu.br.

Reitor:
Prof. Me. Alberto Barella Netto

Pró-Reitor de Pesquisa e Inovação:
Prof. Dr. Carlos César E. de Menezes

Editor Geral:
Prof. Dr. Fábio Henrique Baia

Editor de Seção:
Profa. Dra. Andrea Sayuri Silveira Dias Terada
Prof. Dr. Hidelberto Matos Silva

Correspondência:
Silvio Pedro da Silva Sakamoto

Fomento:
Programa PIBIC/PIVIC UniRV/ CNPq 2021-2022

Resumo: Analisou-se as tensões geradas na superfície externa dos elementos reabilitadores (implantes, componentes e infraestruturas) de acordo com os diferentes padrões de oclusão sobre uma prótese parcial fixa (PPF) sobre implantes ósseointegrados. Os grupos experimentais variaram de acordo com a localização da carga oclusal aplicada na PPF, sendo ela total de 750N em todos os grupos, optando-se por maiores cargas na mesa oclusal do molar em relação ao pré-molar. Realizou-se tal avaliação pelo método dos elementos finitos (MEF) com simulações pelo Software AnsysWorkbench 16.0. Os resultados foram analisados de maneira quantitativa (valores absolutos de tensões desenvolvidas nos grupos experimentais propostos) e qualitativa (localização, intensidade e dispersão das tensões geradas). Os resultados analisados para implantes e respectivos componentes mostraram que quanto mais posterior for o carregamento oclusal, maiores tensões são desenvolvidas (Grupo 4), sempre na área de conexão entre componente protético e implante, local este que pode induzir a maior soltura de parafusos. Os resultados analisados para as infraestruturas mostraram que o carregamento oclusal mais distribuído possível (Grupo 1) configura-se como a melhor situação para geração de menos tensão. Porém, mesmo no Grupo 3 que obteve as maiores tensões na área crítica de conexão protética, os valores gerados não foram preocupantes frente à resistência flexural da zircônia. Conclui-se que o ajuste oclusal das PPFs são fatores preponderantes e decisivos para a correta biomecânica e preservação do sistema a longo prazo no intuito de se evitar eventuais danos e/ou falhas, exercendo diferenças significativas e notórias no comportamento das estruturas estudadas nesta pesquisa.

Palavras-chave: Análise de Elementos Finitos. Ajuste Oclusal. Implantação Dentária. Oclusão Dentária. Prótese Parcial Fixa.

UniRV
Universidade de Rio Verde

The importance of distributing the occlusal load for the correct biomechanics of implant-supported fixed partial dentures: stresses analysis in implants, prosthetic components and infrastructures

Abstract: The present study analyzed the biomechanical behavior of the tensions generated on the external surface of the rehabilitation elements (implants, components and infrastructures) according to the different patterns of occlusion on a fixed partial denture (PPF) on osseointegrated implants. The experimental groups varied according to the location of the occlusal load applied to the PPF, with a total occlusal load of 750N in all groups, opting for greater loads on the occlusal table of the molar in relation to the premolar. Such an evaluation was carried out by the finite element method (FEM) with simulations by the AnsysWorkbench 16.0 Software. The results were analyzed quantitatively (absolute values of tensions developed in the proposed experimental groups) and qualitatively (location, intensity and dispersion of the generated tensions). The results analyzed for implants and their components showed that the more posterior the occlusal loading, the greater tensions are developed (Group 4), always in the area of connection between the prosthetic component and the implant, a location that can induce greater loosening of screws. The results analyzed for the infrastructures showed that the most distributed occlusal loading possible (Group 1) is the best situation for generating less tension. However, even in Group 3, which obtained the highest stresses in the critical area of the prosthetic connection, the values generated were not worrisome in view of the flexural strength of the zirconia. It can be concluded that the occlusal adjustment of PPFs are preponderant and decisive factors for the correct biomechanics and preservation of the system in the long term in order to avoid possible damages and/or failures, and exert significant and notorious differences in the behavior of all structures. studied in this research.

Key words: Finite Element analysis. Occlusal Adjustment. Dental Implantation. Dental Occlusion. Fixed Partial Denture.

Introdução

Oriunda do ano de 1950, a ósseointegração surgiu com a ação de Per-Ingvar Branemark e colaboradores que conceituaram, por meio de estudo em ossos, que a ósseointegração seria a íntima conexão de um implante com o osso circunjacente (BRANEMARK et al., 1977).

Porém diferenças consideráveis existem entre o funcionamento de dentes naturais e próteses sobre implantes. Os mecanorreceptores localizados no osso peri-implantar são aproximadamente 8 vezes menos sensíveis na percepção da sensibilidade quando comparados aos mecanorreceptores do ligamento periodontal, o que dificulta e torna fundamental o ajuste oclusal e a intensidade da força aplicada sobre os dentes artificiais (JACOBS; VAN, 1993).

Quando se trata de reabilitação sobre implantes em região posterior, em que as cargas mastigatórias se tornam mais acentuadas, é necessário que se volte atenção ao seu correto controle e averiguação. Isso se exacerba ainda mais quando não existe um implante para cada elemento dentário reabilitado, como nos casos de próteses parciais fixas (PPF) contendo elemento suspenso, ou pôntico. Casos como esse, em que há a tendência de uma exigência maior da reabilitação e de todos os componentes que envolvem o sistema, exigem extrema cautela e controle máximo possível de variados fatores, dentre eles a oclusão.

Segundo Flanagan (2017), falhas podem ser evitadas seguindo-se preceitos pré-determinados pela literatura, dentre eles a carga oclusal ajustada criteriosamente. Assim, as próteses implanto-suportadas, não recebendo excesso de cargas, tendem a ter uma boa distribuição das tensões gerando o sucesso do tratamento e a satisfação do paciente, e isso favorecerá a biomecânica da PPF.

Para que os implantes realizem suas funções sem falhas é necessário que ocorra uma correta distribuição biomecânica das cargas a todos os componentes que compõe a reabilitação (SAADOUN et al., 1993). E tal fato está diretamente ligado a como o fator oclusal é ajustado na superfície das próteses sobre implantes. Para preservar as tensões exacerbadas, já que a própria PPF em pôntico pode gerar maiores tensões e exigências biomecânicas, pode-se alterar a distribuição das cargas oclusais para tornar possível uma melhor dissipação das tensões ao sistema (HAMMERLE; TARNOW, 2018; STOICHKOV; KIROV, 2018; MERIÇ et al., 2011).

Além dessa intensidade de força, tem-se como ponto fundamental a ser analisado a posição e distribuição da carga mastigatória (LIPSKI et al, 2015; FLANAGAN, 2012), podendo ela estar mais ou menos distribuída, em diferentes locais da mesa oclusal dos elementos dentários (NAGASAWA et al., 2013). Segundo Costa et al. (2011), para uma oclusão balanceada adequada, todos os contatos oclusais devem ser estabelecidos e totalmente distribuídos pela arcada. Isso fará com que, com tal homogeneidade, haja uma melhor distribuição das forças. No entanto, nem sempre tal representação e esquema oclusal, apesar de sua importância, estão claros na mente dos profissionais.

Os implantes ósseointegráveis podem resultar em falhas não desejadas, e um dos fatores que aumentam a incidência delas é a força oclusal excessiva sobre as próteses (PEIXOTO; ALMAS, 2016; DEMENKO et al., 2016). Sabe-se que de acordo com a aplicação das cargas oclusais na mastigação haverá um reflexo biomecânico de tensões tanto em osso como nos implantes (SOHN et al, 2011).
Diante disso, as cargas oclusais devem estar dentro de um limiar fisiológico tolerado, que é de difícil mensuração e controle, mas de fundamental importância para o correto comportamento biomecânico do sistema (FLANAGAN, 2017).
Nesse contexto, faz-se importante a atenção e cautela dos profissionais quanto ao assunto tratado, baseando-se em evidências científicas e seguras quanto ao zeloso ajuste oclusal das próteses sobre implantes, já que, uma vez não respeitado, pode levar ao fracasso da reabilitação (ESKITASCIOGLU et al., 2004).
O objetivo deste estudo foi analisar e comparar o comportamento biomecânico dos elementos da prótese fixa implantossuportada (implantes, componentes e infraestruturas) de acordo com a variação da distribuição de carga oclusal aplicada.

Material e Métodos

Com o uso do MEF, o presente estudo avaliou quais distribuições de cargas oclusais apresentaram melhores aspectos, em meio a um ambiente bucal com uma PPF implantosuportada, com pôntico intermediário, instalada e bem adaptada. Usou-se implantes cilíndricos, inseridos 2mm infra ósseos, com pilares protéticos de 3,5mm de transmucoso. A espessura do osso cortical e mucosa foi estabelecida em 2mm.
Para tal, foram desenvolvidos todos os desenhos (CADs) das estruturas usadas nos modelos experimentais, os quais tiveram uma malha de elementos finitos gerada e atribuídas cada respectiva característica mecânica. Os modelos foram considerados isotrópicos, homogêneos e linearmente elásticos. O contato entre as diferentes estruturas foi considerado “bonded”, ou seja, sem deslizamento. Todas as infraestruturas das PPFs foram do tipo metalfree, ou seja, infraestrutura de zircônia (módulo de elasticidade 269,000 MPa e coeficiente de Poisson 0.25 – referência de ARINC, 2018 e GUNGOR; YILMAZ, 2016), com recobrimento de cerâmica do tipo feldspática (módulo de elasticidade 80,000 MPa e coeficiente de Poisson 0.30 – referência de ARINC, 2018 e ERKMEN et al., 2011), e fechamento do orifício dos parafusos com resina composta. Os ossos foram considerados como de boa qualidade, ou seja, osso tipo I. Módulos de elasticidade e coeficiente de Poisson atribuídos basearam-se em referência bibliográfica de Toniollo et al., 2012.
A carga oclusal total aplicada em todos os grupos experimentais foi exatamente a mesma a fim de se padronizar a simulação de uma mesma mordida de intensidade idêntica e na mesma direção oblíqua (próximo aos 30 graus no sentido línguo-vestibular), e nos mesmos pontos oclusais (ponta de cúspides e fundo de sulcos, pré-determinados).
A carga oclusal total aplicada na PPF foi de 750N, optando-se por maiores cargas na mesa oclusal do molar em relação ao pré-molar. A variação entre os grupos experimentais (Figura 1) deu-se através da variação da localização de tal carga na PPF, sendo expostas as 4 situações abaixo:
- Grupo 1 (controle): carregamento oclusal homogêneo e distribuído sobre a mesa oclusal de toda a PPF implantosuportada, sendo 150N no pré-molar e 300N em cada molar.
- Grupo 2: carregamento oclusal localizado apenas nos elementos mais anterior e intermediário (pôntico) da PPF implantosuportada, sendo 200N no pré-molar e 550N no 1ºmolar (pôntico).
- Grupo 3: carregamento oclusal principal localizado no elemento intermediário (pôntico) e em parte dos elementos anterior e posterior da PPF implantosuportada, sendo 550N no 1ºmolar, 100N na mesial do 2ºmolar e 100N na distal do pré-molar.
- Grupo 4: carregamento oclusal localizado apenas nos elementos mais posterior e intermediário (pôntico) da PPF implantosuportada, sendo 375N no 1ºmolar e 375N no 2ºmolar.

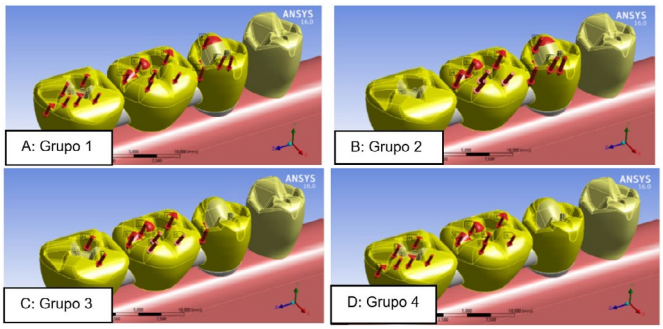


Figura 1: grupos experimentais, A: Grupo 1 (controle)-carregamento oclusal homogêneo e distribuído em toda a PPF; B: Grupo 2-carregamento oclusal no elemento mais anterior e intermediário da PPF; C: Grupo 3-carregamento oclusal no elemento intermediário e em parte dos elementos anterior e posterior da PPF; D: Grupo 4-carregamento oclusal no elemento mais posterior e intermediário da PPF

O modelo mestre utilizado na confecção de todos os grupos experimentais possuiu 172.800 nós e 103.536 elementos (Figuras 2 e 3). Foram analisadas as tensões desenvolvidas nos implantes, componentes e infraestruturas, por meio das Tensões Equivalentes de VonMises (TEVM).

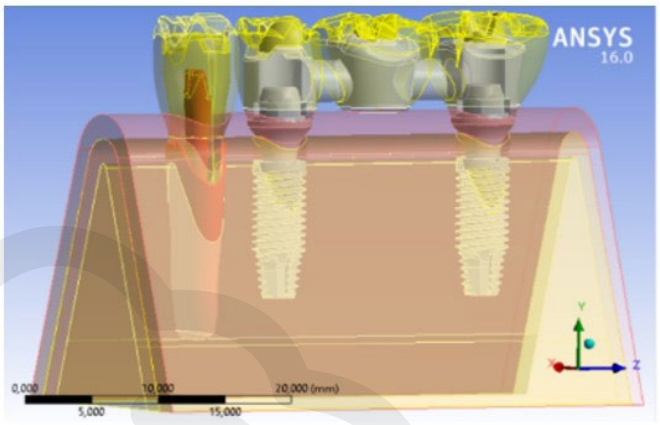


Figura 2: vista tridimensional em transparência do modelo mestre usado para os grupos experimentais

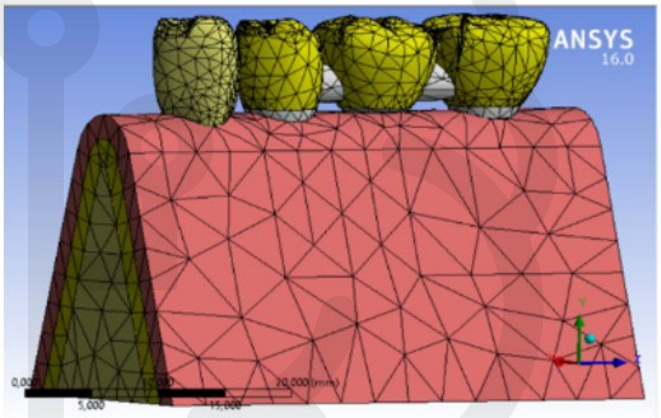


Figura 3: malha de elementos finitos gerada sobre o modelo mestre

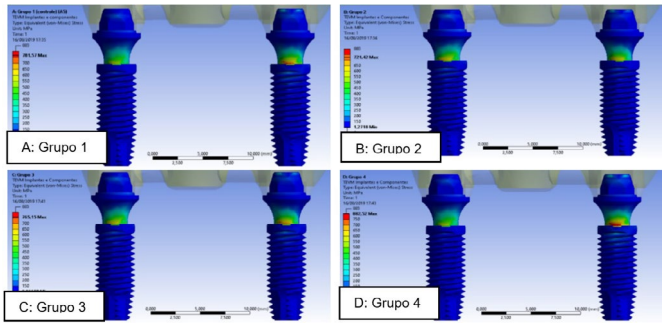
Realizou-se tal avaliação pelo método dos elementos finitos (MEF) com simulações pelo Software AnsysWorkbench 16.0. Os resultados foram analisados de maneira quantitativa (valores absolutos de tensões desenvolvidas nos grupos experimentais propostos) e de maneira qualitativa (localização, intensidade e dispersão das tensões geradas). As escalas de valores obtidos nas simulações variaram de acordo com as tensões obtidas em cada grupo, e assim, para permitir uma melhor comparação entre os grupos experimentais, as escalas foram padronizadas em seus valores e referências de cores; ou seja, para a análise das tensões em implantes e componentes foi adequada uma escala de valores únicos para os 4 grupos experimentais; e para a análise das tensões em infraestruturas foi adequada uma escala de valores únicos para os 4 grupos experimentais.

Resultados e Discussão

As simulações realizadas permitiram obter resultados das tensões geradas (TEVM) na superfície externa dos implantes e respectivos componentes protéticos (Figura 4), assim como da infraestrutura protética (Figura 5), de acordo com os grupos experimentais simulados nas diferentes cargas oclusais.

Estão apresentados abaixo os resultados das tensões em implantes e componentes, pela vista vestibular, área de maior significância para análise. Os resultados da Figura 4 mostram as tensões mais significantes sempre ocorrem na área de conexão entre o implante e componente protético. A Figura 4B revela que o Grupo 2 apresentou os menores picos de tensão dentre os grupos experimentais analisados (721 Mpa). A Figura 4D mostra que o Grupo 4 apresentou as maiores tensões dentre os grupos experimentais analisados (882 Mpa), em especial no implante/componente mais posterior. Assim, percebe-se uma diferença de 18% nos valores de tensões obtidos entre tais grupos.

Figura 4:



Resultados dos grupos experimentais para as tensões nos implantes e respectivos componentes (vista vestibular); A: Grupo 1 (controle)-carregamento oclusal homogêneo e distribuído em toda a PPF; B: Grupo 2-carregamento oclusal no elemento mais anterior e intermediário da PPF; C: Grupo 3-carregamento oclusal no elemento intermediário e em parte dos elementos anterior e posterior da PPF; D: Grupo 4-carregamento oclusal no elemento mais posterior e intermediário da PPF

Os resultados da Figura 5 mostram que as tensões mais significantes da infraestrutura sempre ocorrem na área do conector protético mais

anterior, entre o elemento mais anterior e o elemento protético intermediário (pôntico). No caso da infraestrutura, os valores máximos de tensões obtidas serão desconsiderados devido ao fato de estarem localizados em áreas de pequena espessura na borda oclusal das PPFs, motivo pelo qual elevaram tais registros. A Figura 5A revela que o Grupo 1 apresentou as menores tensões dentre os grupos experimentais analisados (por volta de 150 Mpa). A Figura 5C mostra que o Grupo 3 apresentou as maiores tensões dentre os grupos experimentais analisados (por volta de 200 Mpa), em especial na área acima comentada do conector protético. Os Grupos 3 e 4 (Figuras 5C e 5D) tiveram resultados muito similares, a não ser pela maior abrangência das tensões na área do conector mais posterior da PPF para o primeiro grupo.

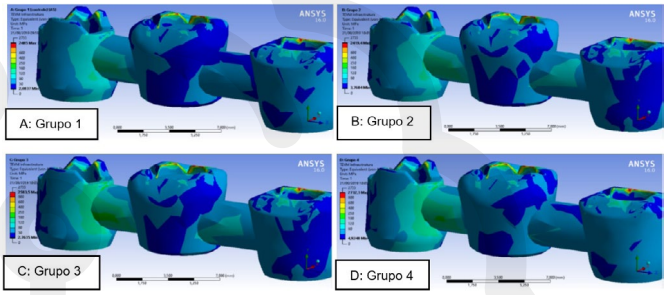


Figura 5: resultados dos grupos experimentais para as tensões nas infraestruturas protéticas de zircônia (vista vestibular em perspectiva); A: Grupo 1 (controle)-carregamento oclusal homogêneo e distribuído em toda a PPF; B: Grupo 2-carregamento oclusal no elemento mais anterior e intermediário da PPF; C: Grupo 3-carregamento oclusal no elemento intermediário e em parte dos elementos anterior e posterior da PPF; D: Grupo 4-carregamento oclusal no elemento mais posterior e intermediário da PPF.

Segundo Flanagan (2017), a intensidade da força de mordida na espécie humana pode chegar, em média, a 800N, casos esses que devem ter atenção quanto à necessidade de maior estrutura óssea a fim de suportar a tensões geradas. Por tal motivo, no presente estudo, as cargas aplicadas no segmento posterior simulado foi de 150N para o pré-molar e 300N para cada molar, o que totalizou carga de 750N sobre as PPFs.

O mesmo autor cita que, nestes casos de alta intensidade mastigatória, deve-se priorizar por maior número de implantes no suporte da reabilitação, e também que se faça a esplintagem da prótese, com mesa oclusal plana e de tamanho estreito (FLANAGAN, 2017).

Entretanto, tal como no presente estudo simulado, nem sempre se faz possível o uso de número máximo de implantes na área, muitas vezes por limitação anatômica e/ou financeira, exigindo assim próteses com presença de cantilever, ou pôntico, por exemplo.

Outro fato importante e que muitas vezes não pode ser controlado, além da intensidade das cargas mastigatórias, se refere ao seu direcionamento. Cargas oclusais, estando em sentido axial, geralmente são mais bem toleradas pelas reabilitações protéticas implantosuportadas. O oposto se faz contraindicado, pois cargas em sentido distal, mesial, vestibular ou lingual nem sempre são bem toleradas (NAGASAWA et al., 2013). Ou seja, as cargas de característica oblíqua são as mais lesivas, mas, ao mesmo tempo, as que mais aparecem no movimento mastigatório (REZENDE et al., 2015; PESQUEIRA et al., 2014; PAPAVASILIOU et al., 1996).

No mesmo contexto, Stegaroiu et al. (1998), simulando-se cargas axiais, observaram que as próteses com dois implantes e um pôntico central obtiveram resultados semelhantes aos da prótese de três elementos unidos a três implantes. No entanto, sob cargas não axiais, somente as coroas unidas com três implantes apresentaram capacidade de minimizar os efeitos nocivos do carregamento oclusal efetuado. Percebe-se, portanto, que o tipo de carregamento oclusal também é de suma importância no comportamento biomecânico das próteses e suas consequências às estruturas de suporte.

No presente estudo pôde-se simular e prever as tensões geradas diante de cargas oclusais similares à máxima intercuspidação, e por isso a opção tomada em se usar contatos em ponta de cúspides e fundo de sulcos pré-determinados.

Diante disso, variando-se os grupos experimentais no presente estudo, pode-se perceber que, mesmo usando-se os mesmos pontos oclusais pré-estabelecidos, sua variação de acordo com as propostas dos grupos exerceu reflexos biomecânicos às estruturas de suporte. Variar a carga oclusal de forma mais equilibrada em todos os elementos da PPF, ou no sentido mais anterior, médio ou posterior da PPF, sempre mantendo-se a carga oclusal total igualitária em 750N, gerou comportamentos díspares das tensões nos implantes, pilares protéticos e infraestruturas.

Entrando na discussão especificamente do comportamento biomecânico dos implantes e seus respectivos componentes protéticos (Figura 4), que no caso foram pilares de 3,5 mm de transmucoso, nota-se uma pior situação para o grupo experimental 4 (Figura 4D). Tal constatação era esperada, já que o mesmo possui cargas oclusais nos dentes de maior magnitude (molares), sendo um deles o pôntico, e

além disso, na região mais posterior da PPF, o que sobrecarregou o sistema. Ademais, por não haver dente adjacente na região posterior, isso pode ter prejudicado ainda mais as tensões na região.

A comparação entre os Grupos 1 e 2 (Figuras 4A e 4B) revela algo interessante; esperava-se que o Grupo 1-controle, por possuir a carga oclusal mais distribuída possível, tivesse as menores tensões possíveis. No entanto, reparou-se que o Grupo 2 que teve os menores picos de tensões. A partir disso, e somado aos resultados dos Grupos 3 e 4, pode-se concluir que o fator preponderante e de maior prejuízo, ao menos à biomecânica dos implantes e componentes protéticos, são as cargas oclusais nos elementos mais posteriores da PPF, já que o Grupo 2 (que não possui carregamento oclusal no molar posterior) obteve os melhores resultados, em torno de 18% menos que o Grupo 4 de maiores tensões.

Levando-se em conta os resultados obtidos nas tensões (TEVM) em infraestruturas (Figura 5), nota-se uma pior situação para os Grupos experimentais 3 e 4, sendo que o primeiro ainda teve maiores tensões também na área de conexão da PPF na região mais posterior. Isso revela que carregamento oclusal concentrado exclusivamente em região do pôntico intermediário e/ou região mais posterior da prótese fixa não seria a melhor situação para boa distribuição das tensões em infraestrutura. Apesar disso, as tensões obtidas, que variaram entre 120 a 200 Mpa, aproximadamente, não causariam danos ou chances de falhas ao material usado, no caso a zircônia que possui resistência flexural acima dos 1000 MPa, segundo alguns autores (GUNGOR; YILMAZ, 2016; GOMES et al., 2008; GUAZZATO et al., 2004).

Analisando-se o Grupo 1-controle (Figura 5A) pode-se afirmar que houve menos tensões nas áreas críticas da infraestrutura, inclusive com melhor dissipação das mesmas, o que leva a crer que o ajuste oclusal bem distribuído sobre toda a superfície oclusal da PPF é realmente benéfico para o comportamento biomecânico da mesma.

Assim sendo, a observância do correto ajuste oclusal, e principalmente em busca de preservar áreas mais posteriores da PPF, locais estes em que se tem menos anteparos e/ou estruturas adjacentes para conter a movimentação proximal, fato este que pode ter sido um dos fatores causadores de maior tensão nas áreas mais distais, associado à maior mesa oclusal dos molares, se faz de grande importância e atenção no controle da oclusão do paciente sobre as próteses implantosuportadas.

Conclusão

De acordo com os resultados obtidos na presente pesquisa, e correlacionando-os com dados da literatura expostos, pode-se traçar tais conclusões: o comportamento biomecânico e as tensões externas das estruturas analisadas variam de acordo com o carregamento oclusal exercido, sendo, portanto, de importante relevância o controle de tais cargas oclusais. Os implantes e respectivos componentes protéticos são mais prejudicados quando se atribui cargas em regiões mais posteriores da mesa oclusal da PPF, ficando evidente na área de conexão entre pilar e implante. As infraestruturas são mais preservadas quando há um bom e equilibrado ajuste oclusal, o que diminui notadamente as tensões na sua área superficial externa.

Agradecimentos

Os pesquisadores envolvidos neste projeto agradecem os incentivos fornecidos pela Universidade de Rio Verde (UniRV) e pelo Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq).

Referências Bibliográficas

ARINC, H. Implant-supported fixed partial prostheses with different prosthetic materials: a three-dimensional finite element stress analysis. **Implant Dentistry**, v. 27, n. 3, p. 303-310, 2018.

FLANAGAN, D. Bite force and dental implant treatment: a short review. **Medical devices: Evidence and Research,** v. 10, p. 141-148, 2017.

HAMMERLE, C.H.F.; TARNOW, D. The etiology of hard- and soft-tissue deficiencies at dental implants: A narrative review. **Journal Clinical Periodontology**, v. 45, n. 20, p. 267-277, 2018.

STOICHKOV, B.; KIROV, D. Analysis of the causes of dental implant fracture: A retrospective clinical study. **Quintessence International,** v. 49, n. 4, p. 279-286, 2018.

TONIOLLO, M.B.; MACEDO, A.P.; RODRIGUES, R.S.C.; RIBEIRO, R.F.; CHIARELLO DE MATTOS, M.G. Three-Dimensional Finite Element Analysis of Stress Distribution on Different Bony Ridges With Different Lengths of Morse Taper Implants and Prosthesis Dimensions. **Journal Craniofacial Surgery**, v. 23, n. 6, p. 1888-1892, 2012