Variação dos materiais de infraestrutura nas próteses sobre implantes em pôntico e seu efeito na dissipação das tensões de von Mises em implantes e componentes

Silvio Pedro da Silva Sakamoto[1], Kalyta Esteves Martins dos Reis[2], Andrea Sayuri Silveira Dias Terada[3], Marcelo Bighetti Toniollo [4].

[1] Graduando do curso de Odontologia (Universidade de Rio Verde. Aluno de Iniciação Científica – PIBIC-UniRV).
[2] Graduanda do curso de Odontologia (Universidade de Rio Verde. Aluna de Iniciação Científica – PIBIC-UniRV).
[3] Professora (Dra. da Faculdade de Odontologia, Universidade de Rio Verde, FORV-UniRV).
[4] Orientador (Prof. Dr. da Faculdade de Odontologia, Universidade de Rio Verde, FORV-UniRV, 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. Dra. Andrea Sayuri Silveira Dias Terada

Editores de Seção:
Profa. Dra. Ana Paula Fontana
Prof. Dr. Hidelberto Matos Silva
Prof. Dr. Fábio Henrique Baia
Pra. Dra. Muriel Amaral Jacob
Prof. Dr. Matheus de Freitas Souza
Prof. Dr. Warley Augusto Pereira

Fomento:
Programa PIBIC/PIVIC UniRV 2022-2023

Resumo: A configuração de próteses parciais fixas com elemento intermediário em pôntico, é usualmente encontrada clinicamente. Em tal situação de menor número de implantes suportando eventual prótese com 3 elementos depara-se com maior exigência biomecânica de todo o sistema. Uma possível opção para reduzir as tensões disseminadas aos implantes e componentes é a variação das infraestruturas das próteses. Assim sendo, objetivou-se verificar e comparar as tensões desenvolvidas nos implantes e componentes de acordo com a variação dos materiais das infraestruturas das próteses sobre implantes. Analisou-se as Tensões Equivalentes de vonMises (TEVM) para avaliação quantitativa e qualitativa das áreas de maior exigência biomecânica. Os grupos experimentais foram variados de acordo com a infraestrutura empregada: Resina acrílica (RA), Dissilicato de lítio (DL), Ouro tipo IV (Au), Titânio (Ti), Niquel-Cromo (NiCr), Cobalto-Cromo (CoCr) e Zircônia (Zr). A metodologia utilizada foi o Método dos Elementos Finitos (MEF), com simulações pelo Software Ansys Workbench 10.0. Os resultados obtidos permitiram observar que de acordo com a variação do material usado na prótese, há geração de diferentes tensões nas estruturas dúcteis analisadas (implantes e componentes). De forma geral, pode-se concluir que foi encontrada uma relação inversamente proporcional entre a rigidez do material da infraestrutura e as tensões geradas nos implantes e componentes. Assim, infraestruturas de maior rigidez têm a capacidade de transmitirem menos tensões aos implantes e respectivos componentes, o que se caracterizaria como a melhor opção de escolha, no intuito de preservar os implantes e componentes que estão em maior proximidade ao osso de suporte.

Palavras-Chave: Análise de elementos finitos. Implante dentário. Infraestrutura. Prótese parcial fixa.

Variation of infrastructure materials in prostheses on pontic implants and their effect on the dissipation of von Mises stresses in implants and components

Abstract: *The configuration of fixed partial dentures with a suspended or pontic intermediate element is usually found clinically. In such a situation with a smaller number of implants supporting an eventual 3-element prosthesis, there is a greater biomechanical demand on the entire system. A possible option to reduce the stresses disseminated to the implants and components is the variation of the prosthesis infrastructures. Therefore, the objective was to verify and compare the stresses developed on the implants and components according to the variation of the materials of the infrastructures of the prostheses on implants. The von Mises Equivalent Stress (TEVM) were analyzed for quantitative and qualitative assessment of the areas of greatest biomechanical demand. The experimental groups were: Acrylic resin (RA), Lithium disilicate (DL), Type IV gold (Au), Titanium (Ti), Nickel-Chromium (NiCr), Cobalt-Chromium (CoCr) and Zirconia (Zr). The methodology used was the Finite Element Method (FEM - Ansys Workbench 10.0 Software). The results obtained allowed observing that, according to the variation of the material used in the prosthesis, there is generation of different stresses in the analyzed ductile structures. In general, it can be concluded that an inversely proportional relationship was found between the stiffness of the infrastructure material and the stresses generated in the implants and components. Thus, more rigid infrastructures are capable of transmitting less stress to the implants and their components, which would be characterized as the best option of choice, in order to preserve the implants and components that are closer to the supporting bone.*

Keywords: *Dental implants. Finite element analysis. Fixed partial denture. Infrastructure.*

Introdução

Estudos convergem em orientações de que se deve usar o máximo de implantes possíveis em reabilitações bucais, e que a esplintagem das próteses pode levar a uma maior segurança em situação de alta incidência de carga mastigatória (Toniollo et al., 2016; Pellizzer et al., 2014; Silva et al., 2005).

No entanto, existem situações de limitação biológica e/ou anatômica, assim como financeira, em que se necessita a supressão do número de implantes e, assim, confeccionam-se próteses esplintadas com configuração diferenciada, como por exemplo, com ausência de um implante intermediário, ficando este em formato de pôntico (Corrêa et al., 2014; Aglietta et al., 2012; Romeo; Storelli., 2012; Silva et al., 2005).

Esse tipo de prótese que possui três elementos dentários, porém suportada por dois implantes em suas extremidades, tendem a gerar maior sobrecarga aos ossos de suporte, e também maior exigência de todo o sistema de implantes e componentes (Batista, 2015; Pellizzer et al., 2014; Chen et al., 2012).

No intuito de se preservar o sistema de tensões exacerbadas, já que a própria configuração da prótese em formato de pôntico pode levar a maiores exigências, pode-se optar pela alteração da distribuição das cargas oclusais (Hammerle; Tarnow, 2018; Stoichkov; Kirov, 2018; Meriç et al., 2011).

Outra alternativa é a variação do material de infraestrutura e/ou do material estético de cobertura da prótese, já que estudos mostram que de acordo com o material utilizado pode-se ter repercussão nas tensões dissipadas nos implantes e componentes (Hakan, 2018; Ferreira et al., 2014; Erkmen et al., 2011).

O objetivo deste estudo foi analisar e comparar as tensões equivalentes de von Mises geradas nos implantes e componentes que suportam uma prótese parcial fixa (PPF) em pôntico, de acordo com a variação dos materiais utilizados nesta PPF.

Material e Métodos

Foram criados todos os elementos constituintes do modelo experimental no Software AnsysWorkbench 10.0 (Swanson, Analysis Systems, Inc., Houston, USA), seguido de sua montagem e atribuição das condições de contorno.

Em todos os grupos experimentais foram posicionados implantes de medidas 4x11 mm (cone Morse, formato cilíndrico, 2 mm infraósseo) nas extremidades da prótese, e usados componentes protéticos para próteses parafusadas (pilar de medida 3,5 mm de altura). Além disso, para efeito de ponto de contato mesial, foi posicionado o elemento dentário adjacente à estrutura protética.

Os grupos experimentais foram compostos por prótese parcial fixa (PPF) de 3 elementos, com o elemento intermediário em pôntico, sendo os grupos experimentais definidos de acordo a variação de infraestruturas: Grupo RA - Resina acrílica (RA), Grupo DL - Dissilicato de lítio (DL), Grupo Au - Ouro tipo IV (Au), Grupo Ti - Titânio (Ti), Grupo NiCr - Niquel-Cromo (NiCr), Grupo CoCr - Cobalto-Cromo (CoCr), Grupo Zr - Zircônia (Zr).

Para se atribuir as características de cada infraestrutura utilizou-se o Módulo de Elasticidade e Coeficiente de Poisson de referência dados em variada literatura, conforme tabela 1 abaixo.

Tabela 1 - características mecânicas atribuídas às infraestruturas nas simulações

Materiais para infraestrutura de próteses / Referencial bibliográfico	Módulo de Elasticidade (MPa)	Coeficiente de Poisson
Resina acrílica (RA) (Hakan, 2018; Ferreira et al., 2014)	10,000	0.30
Dissilicato de lítio (DL) (Trindade et al., 2016; Gungor; Yilmaz, 2016; Albakry; Guazzato; Swain, 2003)	83,000	0.22
Ouro tipo IV (Au) (Wataha, 2002; Ferreira et al., 2014)	90,000	0.44
Titânio (Ti) (Hakan, 2018; Toniollo et al., 2012; Erkmen et al., 2011; Blatt; Butignon; Bonachela, 2006; Vannoort, 2004)	110,000	0.35
Níquel Cromo (NiCr) (Wataha, 2002; Ferreira et al., 2014)	186,000	0.33
Cobalto Cromo (CoCr) (Hakan, 2018; Toniollo et al., 2012; Erkmen et al., 2011; Ferreira et al., 2014; Blatt; Butignon; Bonachela, 2006; Vannoort, 2004)	218,000	0.33
Zircônia (Zr) (Hakan, 2018; Gungor; Yilmaz, 2016)	269,000	0.25
Porcelana feldspática (Hakan, 2018; Toniollo et al., 2012; Erkmen et al., 2011; Blatt; Butignon; Bonachela, 2006)	80,000	0.30

Fonte: autoria própria

As características mecânicas de demais estruturas, tais como dentina, polpa, tecido mole, resina composta etc, embasaram-se em referências de artigo previamente publicado (Toniollo et al., 2012).

Todas as próteses tiveram a cerâmica feldspática como material padronizado de cobertura, com exceção do grupo RA, em que toda a prótese foi constituída deste material.

Foram geradas as malhas de elementos finitos para cada modelo de grupo experimental, sendo as mesmas constituídas por 172,800 nós e 103,536 elementos.

A base dos modelos foi fixada como ancoragem, e foram considerados como homogêneos, isotrópicos e linearmente elásticos. A relação de interação entre os implantes e ossos foi considerada como 100% osseointegrada (*bonded*).

Os carregamentos oclusais aplicados foram em angulação linguo-vestibular de 45 graus, com intensidade de 365N em molares e 200N em pré-molares, a qual consideraria uma carga oclusal em dentes posteriores, já que Cardelli et al. (2003) e Graf (1975) citam que o ciclo mastigatório em molar varia entre 75 a 89 Kg, e levando-se em conta a equação 1N = 0.102 Kg, tal carga máxima seria em torno de 820N. Gungor; Yilmaz (2016) também utilizaram em seu estudo carga oblíqua próxima a 550N, e Cosme et al. (2005) citam que pacientes com bruxismo atingem cargas oclusais posteriores de até 838N.

As soluções matemáticas foram transformadas em resultados visuais, com escalas de valores padronizadas entre os variados modelos no intuito de possibilitar comparações quantitativas e qualitativas, sendo analisadas as Tensões Equivalentes de VonMises (TEVM) nos implantes e componentes.

Resultados e Discussão

Abaixo, segue disposta a Figura 1, relativa às análises de tensões geradas nos implantes e respectivos componentes. Tais simulações tiveram suas escalas de valores e cores padronizadas (coluna à esquerda), por se tratarem da análise do mesmo material (Titânio presente nos implantes e componentes). Na coluna à direita estão apresentadas as imagens de cada um dos grupos sem a padronização das escalas, em sua amplitude de valores originais gerada no software de simulação.

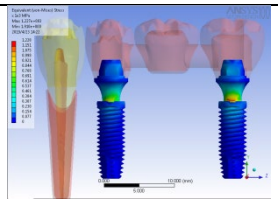
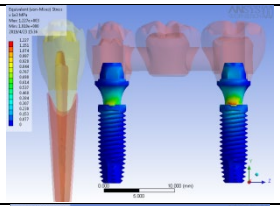
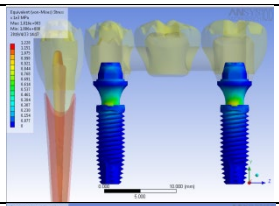
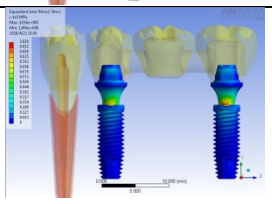
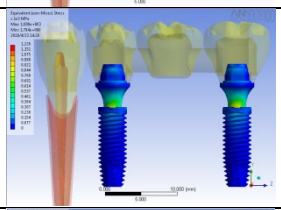
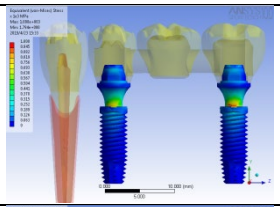
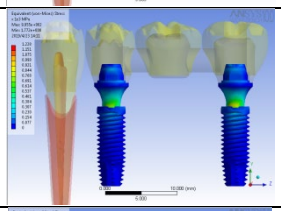
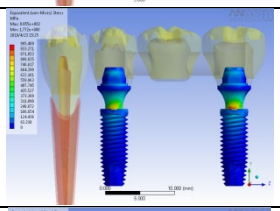
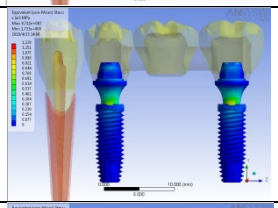
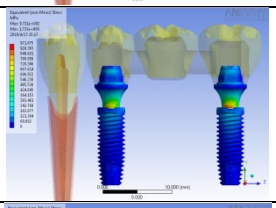
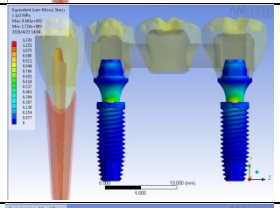
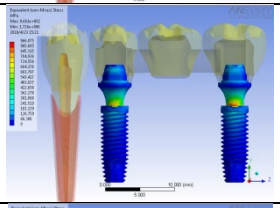
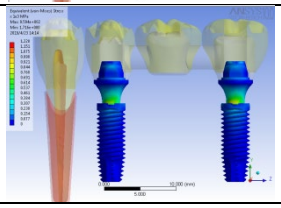
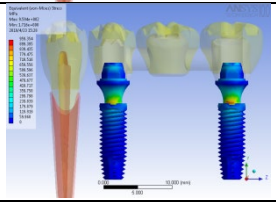
	Tensões desenvolvidas em implantes e componentes	
	Escala de valores padronizada entre grupos (para permitir comparação visual/qualitativa entre grupos)	Escala de valores com amplitude original para cada grupo (Valores máximos utilizados no Gráfico 1)
Grupo RA		
Grupo DL		
Grupo Au		
Grupo Ti		
Grupo NiCr		
Grupo CoCr		
Grupo Zr		

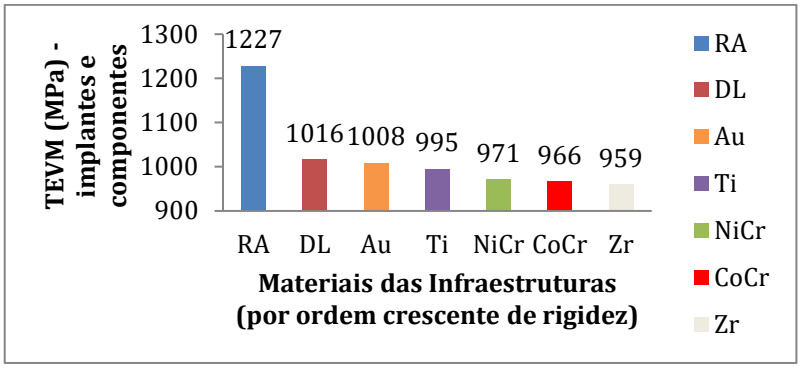
Figura 1 - Tensões geradas nos implantes e componentes de acordo com variação do material de infraestrutura. Coluna à esquerda: escalas padronizadas na mesma amplitude de valores para comparações entre grupos; Coluna à direita: escalas com amplitude de valores originais.
Fonte: autoria própria

Abaixo, a Gráfico 1, relativo às análises de tensões geradas nos implantes e respectivos componentes. Os valores utilizados foram as TEVM máximas desenvolvidas nos modelos, que

particularmente se localizaram na região cervical dos componentes, para todos os grupos, de acordo com as simulações realizadas.

Percebe-se que todos os grupos experimentais apresentaram tensões com valores abaixo da máxima resistência tolerada pelo Titânio (1,800 MPa), segundo autores Toniollo et al. (2012); Lutjering; Williams (2003); Boyer et al. (1994).

Gráfico 1 - valores de TEVM gerados nos implantes e respectivos componentes para cada grupo experimental, variando-se os materiais de infraestruturas



Fonte: autoria própria

Durante o planejamento de próteses implanto-suportadas é extremamente importante a seleção do material que será usado. Entretanto, existem muitos fatores que estão associados a essa escolha, entre eles: localização dentária, estética, desejos do paciente, fatores mastigatórios e financeiros. Hakan (2018) afirmou que as três principais escolhas de materiais usados em coroas posteriores são: zircônia (32%), metalocerâmicas (31%) e dissilicato de lítio (21%). Por tal motivo, no presente trabalho, foram simulados estes materiais, dentre outros.

Dentro das opções de materiais altamente estéticos, e que parecem se mostrar como uma opção viável de uso atualmente, se destacam a Zircônia (Zr) e o Dissilicato de lítio (DL), materiais estes que necessitam de amplo estudo para uso cada vez mais seguro. No entanto, os materiais mais usados antigamente, e até mesmo nos dias de hoje na Odontologia e como base às próteses, ainda são os metais, tais como o Cobalto-Cromo (CoCr), Niquel-Cromo (NiCr), Titânio (Ti) e Ouro (Au). Já a Resina Acrílica (RA), que é convencionalmente usada como material provisório ou temporário vem instigando os pesquisadores quanto aos seus resultados mecânicos apresentados, pois tem parecido ser aliado à boa dissipação das tensões geradas na carga mastigatória. Neste intuito, todos estes materiais acima citados foram simulados no presente trabalho.

Uma das teorias defendidas seria que o módulo de elasticidade de materiais menos rígidos, como por exemplo, o compósito reforçado com fibra, permitiriam maior flexão da prótese em relação ao uso de metal e porcelana, e como resultado haveria uma responsabilização do osso circunjacente aos implantes de forma bem mais amena, o que leva a menos problemas no osso cervical dos implantes, área considerada crítica (Erkmen et al., 2011; Carter et al., 1996). No presente trabalho não foram mensuradas as tensões desenvolvidas no tecido ósseo de suporte, mas já se pode perceber que a rigidez da infraestrutura preserva os componentes do sistema de suporte devido à menor flexão da prótese em si, o que diverge da opinião dos autores acima.

Já a teoria exposta e defendida por Hakan (2018), assim como Stegaroiu et al. (1998), seria que materiais mais rígidos (alto módulo de elasticidade) induziriam menores tensões às estruturas de suporte, não corroborando com ideais de Ferrreira et al. (2014); Erkmen et al. (2011). Da mesma maneira, Blatt et al. (2006) afirmam que é sempre indicado o uso de próteses sobre implante com alto módulo de elasticidade, já que isso evitaria deflexão das estruturas protéticas e consequente evitaria também concentração de tensões nos componentes reabilitadores, como por exemplo o parafuso de retenção. Natali et al. (2006) também citam em seu estudo que a tensão gerada pela mastigação e sua dissipação dependem de dois importantes fatores, sendo eles, a adaptação da prótese aos implantes, e também o módulo de elasticidade da estrutura protética.

Bacchi et al. (2013) declararam que a rigidez do material de infraestrutura não afeta significativamente a distribuição de tensão no tecido ósseo periimplantar, mas interfere sim no complexo implante-pilar. Um provável motivo citado pelo autor seria que os materiais mais resistentes têm maior resistência contra deformações e, como resultado da concentração de padrões de tensão em materiais mais duros, menor tensão é transmitida por toda parte. Apesar do presente trabalho não ter avaliado tensão em osso cortical e medular, pode-se dizer que os presentes resultados corroboram com o exposto pelo autor acima no que se refere às tensões geradas nos implantes e componentes.

Assim, Hakan (2018) afirmou que os materiais mais resistentes, como citado em sua pesquisa, o Cobalto-Cromo (CoCr) e a Zircônia (Zr) transmitiram um nível de tensão menor sob condições de carga oblíqua.

Portanto, no presente estudo, os grupos que geraram menor tensão nos implantes e respectivos componentes foram aqueles com maior módulo de elasticidade, tais como a Zr, CoCr e NiCr, ou seja, quanto maior a rigidez da infraestrutura, menos tensão é transmitida aos implantes e componentes, sendo que a rigidez da infraestrutura é benéfica aos implantes e componentes de suporte, pois lhes sobrecarrega menos. Da mesma forma, a menor rigidez da infraestrutura, tais como RA, DL e Au geram maior tensão nos implantes e componentes. Percebe-se, assim, uma relação inversamente proporcional entre a rigidez do material da infraestrutura e as tensões geradas nos implantes e componentes (Gráfico 1).

Conclusão

De forma geral, pode-se afirmar que foi encontrada uma relação inversamente proporcional entre a rigidez do material da infraestrutura e as tensões geradas nos implantes e componentes. Assim, infraestruturas de maior rigidez têm a capacidade de transmitirem menos tensões aos implantes e respectivos componentes, o que se caracterizaria como a melhor opção de escolha, no intuito de preservar os implantes e componentes que estão em maior proximidade ao osso de suporte. É importante ressaltar que em nenhuma situação de variação do material de infraestrutura houve risco iminente de prejuízo à biomecânica dos implantes ou componentes.

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

GUNGOR, M.B.; YILMAZ, H. Evaluation of stress distributions occurring on zirconia and titanium implant-supported prostheses: a three-dimensional finite element analysis. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 116, n. 3, p. 346-355, 2016.

HAKAN, A. Implant-Supported Fixed Partial Prostheses With Different Prosthetic Materials: A Three-Dimensional Finite Element Stress Analysis. **Implant Dentistry**, v. 27, n. 2, p. 303-310, 2018.

HAMMERLE, C.H.F.; TARNOW, D. The etiology of hard- and soft-tissue deficiencies at dental implants: A narrative review. **Journal Of Clinical Periodontology**, v. 45, n. S20, p. S267-S277, 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.; PUPIM, D.; ZAPAROLLI, D.; DE MATTOS, M.G.C. Three-dimensional finite element analysis surface stress distribution on regular and short morse taper implants generated by splinted and nonsplinted prostheses in the rehabilitation of various bony ridges. **The Journal of Craniofacial Surgery**, v. 27, n. 27, p. e276-e280, 2016.