# Tensões de von Mises desenvolvidas nas infraestruturas de prótese parcial fixa sobre implante de acordo com a mudança de seus materiais protéticos

Kalyta Esteves Martins dos Reis[1], Andrea Sayuri Silveira Dias Terada[2], Marcelo Bighetti Toniollo[3].

[1] Graduanda do curso de Odontologia (Universidade de Rio Verde. Aluna de Iniciação Científica – PIBIC-UniRV. Kalyta.e.m.reis@academica.unirv.edu.br).
[2]Professora (Profa. Dra. Da Faculdade de Odontolgia, Universidade de Rio Verde, FORV-UniRV).
[3]Orienador (Prof. Dr. Da Faculdade de Odontologia, Universidade de Rio Verde, FORV-UniRV. Marcelo.toniollo@unirv.edu.br).

.

**Reitor:**
Prof. Dr. 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/CNPq 2023-2024

**Resumo:** A macro geometria da prótese parcial fixa sobre implantes, quando possuindo elemento intermediário suspenso (pôntico) pode ser utilizada para diminuir custos e/ou viabilizar casos com limitações na estrutura óssea de suporte. Entretanto isso pode gerar maior exigência biomecânica do sistema, e assim a variação dos materiais das infraestruturas protéticas poderia interferir nas tensões desenvolvidas. Objetivou-se neste estudo a verificação e comparação dessas tensões das infraestruturas protéticas, de acordo com a variação do material de confecção das mesmas. Foram analisadas as Tensões Equivalentes de Von Mises (TEVM) de forma qualitativa e quantitativa das áreas de maior esforço tensional nestas infraestruturas, as quais foram divididas em grupos experimentais: Cobalto-Cromo (CoCr); Níquel-Cromo (NiCr); Titânio (Ti); Zircônia (Zr); Dissilicato de lítio (DL); Ouro tipo IV (Au) e Resina acrílica (RA). Analisou-se pelo Método dos Elementos Finitos (MEF) para verificação das tensões desenvolvidas, assim como sua intensidade e abrangência, por meio de escala de cores, gerada em ambiente virtual de análise computacional (Software Ansys Workbench). Os resultados obtidos permitiram observar que de acordo com a variação do material usado na infraestrutura protética gera-se diferentes tensões na mesma. De forma geral foi encontrada uma relação diretamente proporcional entre a rigidez do material e as tensões geradas, ou seja, maior rigidez resulta em maiores tensões. É importante ressaltar que em nenhuma situação de variação do material de infraestrutura houve risco iminente de prejuízo à biomecânica das mesmas, com exceção da resina acrílica, a qual atingiu limiares de tensões na estrutura protética próximos de sua resistência máxima flexural.

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

***Von Mises stresses developed in fixed partial denture infrastructures according to the change in their prosthetic materials***

***Abstract:*** *The macro geometry of the fixed partial prosthesis on implants, when having a suspended intermediate element (pontic), can be used to reduce costs and/or make viable cases with limitations in the supporting bone structure. However, this can generate greater biomechanical demands on the system, and thus the variation in the materials of the prosthetic infrastructures could interfere with the stresses developed. The objective of this study was to verify and compare these stresses in prosthetic infrastructures, according to the variation in the material used to make them. The vonMises Equivalent Stresses (VMES) were analyzed qualitatively and quantitatively in the areas of greatest tensional stress in these infrastructures, which were divided into experimental groups: Cobalt-Chrome (CoCr); Nickel-Chromium (NiCr); Titanium (Ti); Zirconia (Zr); Lithium disilicate (LD); Type IV gold (Au) and Acrylic resin (AR). It was analyzed using the Finite Element Method (FEM) to verify the stresses developed, as well as their intensity and scope, using a color scale, generated in a virtual computer analysis environment (Ansys Workbench Software). The results obtained allowed us to observe that depending on the variation in the material used in the prosthetic infrastructure, different stresses are generated in it. In general, a directly proportional relationship was found between the stiffness of the material and the stresses generated, that is, greater rigidity results in greater stresses. It is important to highlight that in no situation of variation in the infrastructure material was there an imminent risk of harm to their biomechanics, with the exception of acrylic resin, which reached stress thresholds in the prosthetic structure close to its maximum flexural resistance.*

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

## Introdução

O maior número de implantes, além da união das próteses, gera maior segurança em casos principalmente de alta incidência mastigatória, como as áreas posteriores (Toniollo *et al.*, 2016; Pellizzer *et al.*, 2014).

Contudo existem algumas limitações que impeçam que isso ocorra gerando a necessidade de se diminuir o número de implantes, podendo ser desde variações ou deformações anatômicas até dificuldade financeira. Por tal motivo, tende-se a variar a configuração da macroestrutura das próteses parciais fixas (PPFs) implantosuportadas (Côrrea *et al.,* 2014).

Uma variação são as PPFs de 3 elementos onde possui implante em suas extremidades e há ausência do intermediário (pôntico). Essa configuração tende a gerar maior tensão e sobrecarga no osso de suporte, mas que se iniciam nos componentes da prótese e infraestrutura (Pelliezzer *et al.,* 2014).

Para que essa sobrecarga seja aliviada opta-se por alterar, por exemplo, o padrão e distribuição das cargas oclusais mastigatórias ou também alterar o material da infraestrutura da PPF, uma vez que outros trabalhos mostraram que o material usado pode repercutir nestes padrões de tensões geradas, tanto em implantes como em tecido ósseo e infraestrutura protética (Stoichkov e Kirov, 2018; Hammerle e Tawnow, 2018; Hakan, 2018).

Há contradições nos estudos em relação à rigidez do material utilizado e as tensões geradas na sua infraestrutura, devido a isso se torna indispensável estimular pesquisadores a investigarem tais variações de materiais das infraestruturas, já que materiais com menor ou maior grau de elasticidade podem influenciar diretamente no comportamento das estruturas do complexo reabilitador (Erkmen *et al.,* 2011; Hakan, 2018; Stegaroiu *et al.,* 1998).

Esse estudo teve como objetivo avaliar as tensões equivalentes de Von Mises geradas nas infraestruturas com formato de prótese parcial fixa em pôntico sobre implantes de acordo com a variação dos materiais utilizados.

## Material e Métodos

Foram construídos os desenhos virtuais de cada estrutura a ser analisada e utilizada nas simulações (CADs) e montados em modelos experimentais no Software AnsysWorkbench (Swanson, Analysis Systems, Inc., Houston, USA).

Usou-se implantes posicionados nas extremidades da prótese de 4x11mm, cone Morse, cilíndrico e 2 mm infraósseo, e componentes protéticos de 3,5mm de altura para próteses parafusadas. Além disso, para efeito de contato mesial, foi posicionado o elemento dental adjacente à estrutura protética e o elemento dental foi mantido suspenso, em pôntico.

Os grupos experimentais foram compostos por PPF de 3 elementos, de região posterior da área relativa aos dentes 34, 35, 36 e 37, sendo o 36 em pôntico, tendo os grupos experimentais definidos de acordo a variação de infraestruturas: Grupo CoCr - Cobalto-Cromo (CoCr), Grupo NiCr - Níquel-Cromo (NiCr), Grupo Ti - Titânio (Ti), Grupo Zr - Zircônia (Zr), Grupo DL - Dissilicato de lítio (DL), Grupo Au - Ouro tipo IV (Au) e Grupo RA - Resina acrílica (RA).

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, como dentina, polpa, tecido mole, resina composta etc., embasaram-se em referências de artigo previamente publicado (Toniollo *et al.,* 2012).

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

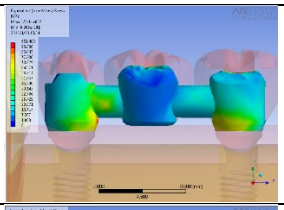
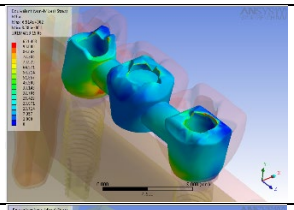
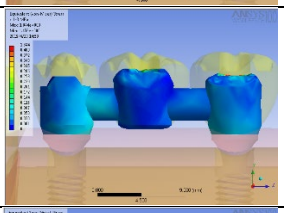
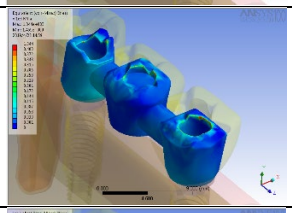
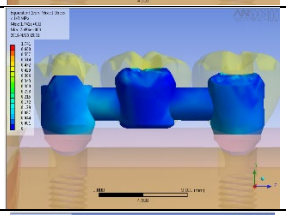
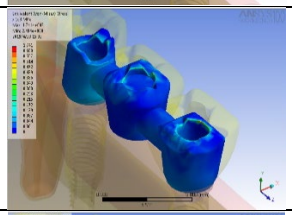
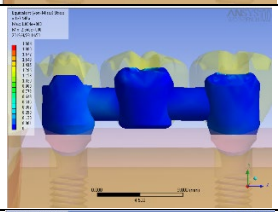
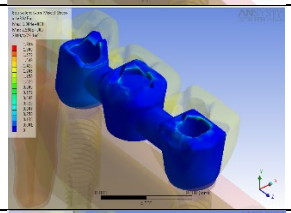
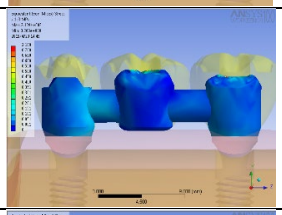
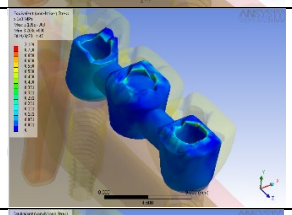
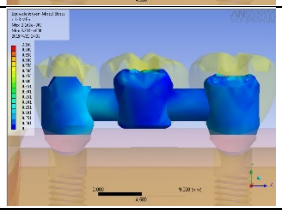
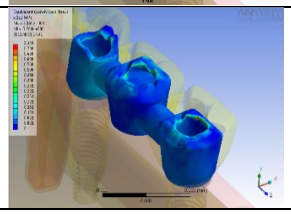
Para cada modelo de grupo experimental foram geradas as malhas de elementos finitos, sendo as mesmas constituídas por 172,800 nós e 103,536 elementos.

Os carregamentos oclusais aplicados foram de 45 graus sentido linguo-vestibular, com intensidade de 365N em molares e 200N em pré-molares, a qual consideraria uma carga oclusal em dentes posteriores, já que Cardeli *et al.* (2013) e Graf (1975) citam que o ciclo mastigatório em molar varia entre 75 a 89Kg, e levando-se em conta a equação 1N=0.102 Kg, tal carga máxima seria em torno de 820N. Gungor e Yilmaz (2016) também utilizaram em seu estudo carga obliqua próxima a 550N, e Cosme *et al.,* (2005) citam que pacientes com bruxismo atingem cargas oclusais posteriores de até 838N.

A fim de possibilitar comparações quantitativas e qualitativas, as equações matemáticas foram transformadas em escala de valores padronizadas entre os variados modelos, sendo analisadas as Tensões Equivalentes de Von Mises (TEVM) nas infraestruturas protéticas.

**Resultados e Discussão**

Abaixo, segue disposta a Figura 1, relativa às análises de tensões geradas nas infraestruturas. Tais simulações não tiveram as escalas de valores e cores padronizadas por se tratarem de diferentes tipos de materiais e larga amplitude de valores, o que prejudicaria a qualidade da visualização das tensões. Assim sendo, cada grupo abaixo foi ajustado em suas escalas apenas no intuito de alinhar cada resistência máxima tolerada (como citam Andrade *et al.,* (2014); Gungor e Yilmaz, (2016); Toniollo *et al.,* (2012) com a fase mais quente da escala, representativa de possível dano ao material, ou seja, o penúltimo valor mais alto da escala representa a tolerância máxima da resistência à flexão.

| | **Tensões desenvolvidas em infraestruturas (escala de valores com amplitude original para cada grupo, adequado apenas o penúltimo maior valor com dados da literatura segundo Andrade *et al.,* (2014); Gungor e Yilmaz, (2016).** | |
|---|---|---|
| | Vista da face vestibular | Vista tridimensional |
| **Grupo RA** |  |  |
| **Grupo DL** |  |  |
| **Grupo Au** |  |  |
| **Grupo Ti** |  |  |
| **Grupo NiCr** |  |  |
| **Grupo CoCr** |  |  |

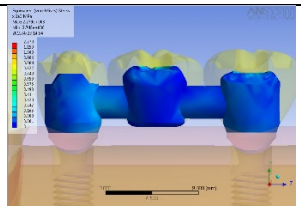
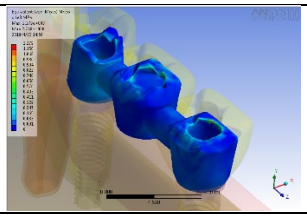
| | | |
|---|---|---|
| Grupo Zr |  |  |

Figura 1 - Tensões geradas nas infraestruturas de acordo com variação do seu material, com a escala adequada para cada grupo em seu penúltimo maior valor com valores de maior resistência do material segundo a média da literatura
Fonte: autoria própria

Abaixo, o Gráfico da Figura 2, relativo às análises de tensões geradas nas infraestruturas. Os valores utilizados foram as TEVM médias máximas desenvolvidas nos modelos, localizados na região de conexão entre pré-molar e molar (pôntico), para todos os grupos, de acordo com as simulações realizadas. É importante ressaltar que foram desconsiderados valores de pico, os quais se referem às áreas muito pontiagudas da malha de elementos finitos, que particularmente estão na região da borda superior das estruturas protéticas.

Percebe-se que todos os grupos experimentais apresentaram tensões com valores abaixo da máxima resistência tolerada pelos materiais utilizados, segundo autores Toniollo *et al*. (2012); Andrade *et al.,* (2014); Gungor e Yilmaz, (2016).

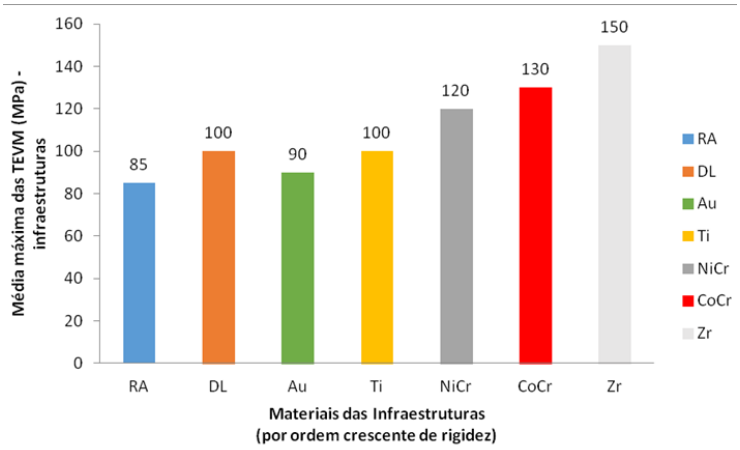



Figura 2 - valores médios máximos de TEVM gerados nas infraestruturas para cada grupo experimental
Fonte: autoria própria

Com os anos de evolução da odontologia e dos materiais protéticos, os materiais livres de metais (metalfree) como a Zircônia ganharam espaço junto aos metais rígidos, duráveis e precisos nas próteses implantosuportadas, ainda hoje usados como CoCr, NiCr, Ti e Au (Dehoff; Anusavice; Götzen, 2006). É de suma importância a escolha do material a ser utilizado no momento do planejamento protético e deve-se levar em conta questões como a localização dentária, fatores funcionais, financeiros e a estética. Tem-se a Zircônia (32%), metalocerâmica (31%) e dissilicato de lítio (21%) das opções de materiais mais utilizados segundo Hakan (2018). Por isso, no presente estudo, foram avaliados também estes referidos materiais.

Assim como Hakan (2018) citou, neste presente estudo confirmando com seus achados, percebe-se que a maior rigidez da liga de CoCr pode propiciar melhor comportamento, com maior estabilização da estrutura protética pela menor deflexão do material. Em consonância, Zaparolli *et al.,* (2017) em suas análises de fotoelasticidade obtiveram que próteses reforçadas por fibras, menos rígidas, são as que têm menos níveis de tensão em sua estrutura, também corroborando com os achados presentes.

A resina acrílica geralmente utilizada em próteses provisórias, muitas vezes é relatada como aliada à melhor dissipação das tensões geradas na carga mastigatória, mas que também necessita de estudos.

A exemplo da literatura, tem-se comparações feitas entre Zr e DL por meio do método de elementos finitos, que resultou em tensões toleráveis e adequadas no uso de ambas as opções reabilitadoras, gerando o mesmo grau de tensão dissipada ao osso de suporte (Gungor e Yilmaz, 2016). Com a Zr obtiveram tensões em torno de 93 MPa, e com o DL em torno de 76 Mpa, localizadas em áreas de conectores da prótese. Reafirmando o presente trabalho, também teve maiores tensões nas estruturas de Zr em torno de 150 Mpa e o DL em torno de 100 MPa, todas elas também na área de conector interproximal.

O presente trabalho analisando as TEVM nas estruturas protéticas mostrou que, segundo o Gráfico da Figura 2, quanto menos rígida a infraestrutura, a exemplo a RA, DL, e AU, menores são as tensões que surgem em seu próprio corpo. Da mesma forma, a maior rigidez do material da infraestrutura, a exemplo a Zr, CoCr e NiCr, gera maiores tensões em seu próprio corpo. Ou seja, de acordo com essa relação, diretamente proporcional entre a rigidez do material utilizado na estrutura e as tensões geradas em si mesmas, há prejuízo na medida em que se aumenta o modulo de elasticidade.

Vale ressaltar que as cargas oclusais aplicadas neste estudo foram bastante elevadas, talvez até mais acima do que se encontra em pacientes com bruxismo, mas que a ideia é simular situações extremas de exigência. Nesta situação, o grupo RA apresentaria risco de eventual fratura ou deformação permanente de sua infraestrutura.

Tal relação diretamente proporcional entre a rigidez do material da infraestrutura e as tensões geradas na mesma só não foi constatada pelo DL e Au, os quis se inverteram no Gráfico 2, porém com valores muito similares. Tal fato é tolerável e previsto, uma vez que foram descritos valores máximos médios, tanto das tensões geradas como das resistências máximas toleradas. Além disso, há uma discrepância grande entre ambos os materiais com relação ao coeficiente de Poisson, o que pode ter interferido nos resultados. Assim, levando em conta esses valores médios de tensão encontrados, pode-se dizer que os grupos DL, Au e Ti têm comportamentos biomecânicos similares em suas infraestruturas.

Alinhado com os resultados aqui obtidos, a busca no mercado odontológico tem se direcionado a oferecer materiais com maiores valores de módulo de elasticidade, o que corrobora, inclusive, no ponto de vista biomecânico, já que essa maior rigidez também tende a proteger as estruturas que suportam essas infraestruturas. Isso gera outro contraponto, que é a maior tensão na própria infraestrutura, mas que parece não atingir níveis problemáticos.

## Conclusão

De forma geral, pode-se afirmar que foi encontrada uma relação diretamente proporcional entre a rigidez do material da PPF e as tensões geradas em sua infraestrutura. Assim, materiais de maior rigidez concentram maiores tensões na própria infraestrutura, mas é importante ressaltar que nenhuma situação de variação do material da infraestrutura houve risco iminente de prejuízo à sua biomecânica, com exceção da resina acrílica, que gerou tensões próximas de sua resistência flexural, a qual, portanto, não deve ser uma opção de escolha para uso nesta situação extrema de carregamento oclusal.

## Agradecimentos

Os pesquisadores envolvidos neste projeto agradecem os incentivos fornecidos pela Universidade de Rio Verde (UniRV).

## Referências Bibliográficas

ANDRADE, J. M. P. M.; LIMA, L. H. M. A.; FARIAS, A. B. L.; RIBEIRO, A. I. A. M.; CATÃO, C. D. S.; ANSELMO, G. C. S. Analusis of flexural strebght of acrylic resins with thermal polymerizaton used in oclusal splint. **RFO Passo Fundo,** v.19, n.1, p.94-100, 2014.

GUNGOR, M. B; YILMAZ, H. Evaluation of stress distributions occurring on zirconia an titanium implant-supported prostheses: a three-dimensional finite element analysis. **The Jounal 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.26, n.2, 2018.

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