

Avaliação biomecânica de próteses parciais fixas sobre implantes com diferentes plataformas em região posterior de mandíbula: análise in sílico

Biomechanical evaluation of partial prosthesis on implants with different platforms in the posterior region of mandible: in silicon analysis

Evaluación biomecánica de prótesis parcial fija sobre implantes con diferentes plataformas en la región posterior de la mandíbula: en análisis de silicio

Recebido: 10/03/2022 | Revisado: 18/04/2022 | Aceito: 25/04/2022 | Publicado: 28/04/2022

Francisco Carlos dos Santos Reis

ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-2489-9546>
Universidade Santo Amaro, Brasil
E-mail: prof.franciscoreis@gmail.com

Felipe Antunes dos Santos

ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-0013-3482>
Faculdade São Leopoldo Mandic, Brasil
E-mail: felipantunes@yahoo.com.br

Ricardo Seixas de Paiva Lima

ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-6322-6504>
Universidade Santo Amaro, Brasil
E-mail: ricardoseixasdepaiva@gmail.com

Letícia Cidreira Boaro

ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-6687-585X>
Universidade Santo Amaro, Brasil
E-mail: leticiacidreiraboaro@gmail.com

Milton Edson Miranda

ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-5410-6500>
Faculdade São Leopoldo Mandic, Brasil
E-mail: memiranda@memiranda.com.br

Wilson Roberto Sendyk

ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-3742-1330>
Universidade Santo Amaro, Brasil
E-mail: wilsen@terra.com.br

Resumo

Este estudo avaliou o comportamento de implantes com diferentes geometrias cervicais em prótese de três elementos em região posterior de mandíbula pelo método de elementos finitos. Para isso, quatro modelos foram criados no software SolidWorks Professional 2013®, no formato de um bloco ósseo, simulando a reabilitação de três elementos em cerâmica à base de zircônia, suportada por dois implantes nas regiões dos elementos 44 e 46. As variáveis foram diferentes geometrias cervicais (nível ósseo – NO – ou nível gengival – NG) Dispostos: M1 – dois implantes NO; M2 – dois implantes NG; M3 – implante do elemento 44 em NO e elemento 46 em NG, e; M4 – implante elemento 44 em NG e elemento 46 em NO. Os modelos foram exportados para o software Ansys Workbench 14.0®. No carregamento oclusal, 300 N no primeiro molar e 150 N nos pré-molares. O modelo M4 apresentou menor tensão de compressão em osso cortical (49,55 MPa), enquanto, para osso medular; o modelo M2 apresentou menor tensão de compressão (3,89 MPa). Nos implantes em região de pré-molar e molar, os modelos M3 e M1 apresentaram menores picos de tensão von Mises, com 67,78 MPa e 97,91 MPa, respectivamente. O modelo M4 apresentou menores tensões von Mises para pilar protético em região de pré-molar (66,61 MPa), enquanto o modelo M3 apresentou menor tensão no pilar em região de molar (113,63 MPa). Concluiu-se que existe influência da geometria cervical dos implantes na distribuição de tensões e que implantes NO apresentaram picos de tensão maiores que implantes NG.

Palavras-chave: Implante dentário; Análise em elementos finitos; Prótese dentária.

Abstract

This study evaluated the behavior of implants with different cervical geometries in a three-element prosthesis in the posterior region of the mandible using the finite element method. For this, four models were created in SolidWorks Professional 2013® software, in the format of a bone block, simulating the rehabilitation of three elements in zirconia-based ceramic, supported by two implants in the regions of elements 44 and 46. The variables were different cervical geometries (bone level – NO – or gingival level – NG) Arranged: M1 – two NO implants; M2 – two NG implants; M3

– implant of element 44 in NO and element 46 in NG, and; M4 – implant element 44 in NG and element 46 in NO. The models were exported to Ansys Workbench 14.0® software. For occlusal loading, 300 N on the first molar and 150 N on the premolars. The M4 model presented lower compressive stress in cortical bone (49.55 MPa), while for medullary bone; the M2 model presented lower compressive stress (3.89 MPa). In implants in the premolar and molar region, models M3 and M1 showed lower von Mises stress peaks, with 67.78 MPa and 97.91 MPa, respectively. The M4 model showed the lowest von Mises stresses for the abutment in the premolar region (66.61 MPa), while the M3 model showed the lowest abutment stress in the molar region (113.63 MPa). It was concluded that there is an influence of the cervical geometry of the implants on the stress distribution and that NO implants had higher stress peaks than NG implants.

Keywords: Dental implants; Finite element analysis; Prosthodontics.

Resumen

Este estudio evaluó el comportamiento de implantes con diferentes geometrías cervicales en una prótesis de tres elementos en la región posterior de la mandíbula utilizando el método de elementos finitos. Para ello se crearon cuatro modelos en el software SolidWorks Professional 2013®, en formato de bloque óseo, simulando la rehabilitación de tres elementos en cerámica a base de zirconia, soportados por dos implantes en las regiones de los elementos 44 y 46. Las variables fueron diferentes geometrías cervicales (nivel óseo – NO – o nivel gingival – NG) Dispuestos: M1 – dos implantes NO; M2 – dos implantes NG; M3 - implante del elemento 44 en NO y del elemento 46 en NG, y; M4: elemento de implante 44 en NG y elemento 46 en NO. Los modelos se exportaron al software Ansys Workbench 14.0®. Para carga oclusal, 300 N en el primer molar y 150 N en los premolares. El modelo M4 presentó menor estrés compresivo en hueso cortical (49,55 MPa), mientras que en hueso medular; el modelo M2 presentó menor esfuerzo de compresión (3.89 MPa). En los implantes en la región de premolares y molares, los modelos M3 y M1 presentaron picos de tensión de von Mises más bajos, con 67,78 MPa y 97,91 MPa, respectivamente. El modelo M4 mostró menores tensiones de von Mises para el pilar en la región premolar (66,61 MPa), mientras que el modelo M3 mostró menor tensión en el pilar en la región molar (113,63 MPa). Se concluyó que existe una influencia de la geometría cervical de los implantes en la distribución de tensiones y que los implantes NO tienen picos de tensión más altos que los implantes NG.

Palavras clave: Implantes dentales; Análisis de elementos finitos; Prótesis dental.

1. Introdução

O surgimento dos implantes osseointegráveis renovou o conceito de reabilitação oral devido ao alto índice de sucesso apresentado (Adell, 1981; Adell et al., 2002; Sargolzaie et al., 2017). Desde então, implantes dentários têm se consagrado como uma intervenção conservadora, e conquistado, cada vez mais, a preferência de cirurgiões-dentistas e pacientes (Carvalho et al., 1960; Filius et al., 2018).

A substituição de elementos dentários nas áreas de pré-molares e molares mandibulares trazem como consequência forças oclusais maiores, levando ao aumento de tensões nos componentes e osso, tornando a união mais, suscetível a complicações biomecânicas tais como, folgas ou fraturas de parafusos de intermediários e de próteses (Adell, 1981; Adell et al., 2002; Elsayyad et al., 2020; Khraisat et al., 2002). Além disso, hábitos parafuncionais podem ser fatores de risco relacionados à fratura de implantes e afrouxamento de parafusos, e podem originar carregamento de forças oclusais descontroladas e excessivas (Becker & Becker, 1995; Borges Radaelli et al., 2018).

A distribuição das tensões nos componentes de uma prótese implantossuportada é influenciada pelo tipo de carga, propriedades dos materiais do implante e da prótese, superfície do implante, a qualidade e quantidade de osso circundante, contudo, a geometria cervical dos implantes, ou o tipo de plataforma, também influencia na distribuição de tensões peri-implantares, relacionando-se com a reabsorção óssea ao nível das primeiras roscas do implante (Hagiwara, 2010; Poluha et al., 2015; Valera-Jiménez et al., 2020). Para mais, os diferentes desenhos de conexão implante/pilar protético disponíveis comercialmente apresentam características estruturais bastante distintas, visando determinar maior estabilidade biomecânica (Coray et al., 2016; Norton, 2000).

Apesar da reabilitação sobre implantes estar consolidada, algumas complicações, falhas e limitações, como a perda de implantes, desadaptações e fraturas são relatadas (Carvalho et al., 1960; Schmid et al., 2020). No propósito de entender e reduzir essas ocorrências, este trabalho analisou, por meio de análise tridimensional, pelo método de elementos finitos (MEF), o comportamento e a influência da disposição de implantes com diferentes geometrias cervicais em reabilitação protética parcial

fixa implantossuportada de três elementos em região posterior de mandíbula, tendo como hipótese nula a inexistência do aumento de tensões nos elementos analisados, independentemente da disposição.

2. Metodologia

Foram construídos virtualmente quatro modelos 3D com auxílio do *software* SolidWorks Professional 2013 (3Dtech-Solidworks, São Paulo, SP, Brasil) para avaliar a distribuição de tensões no osso peri-implantar, implante e componentes (pilares protéticos e parafusos de retenção).

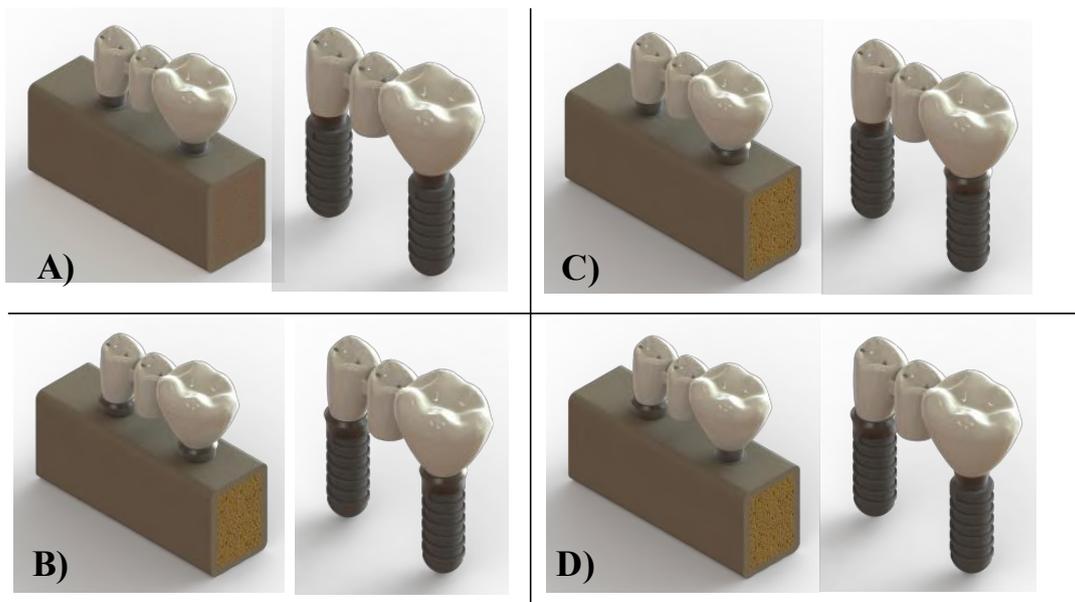
Foi modelado um bloco ósseo composto por osso medular no centro circundado por osso cortical correspondente a região posterior direita mandibular – referente ao tecido ósseo tipo 2 – comumente encontrado em regiões posteriores de mandíbula, de acordo com o sistema de classificação de Lekholm & Zarb (Misch, 2008).

Os fatores em estudo consistiram nas diferentes disposições e geometrias cervicais similares às que apresentam os sistemas de implantes Straumann® (Institut Straumann AG, Basel, Suíça) simulados (todos com 4,1 mm de diâmetro e 8 mm de comprimento), com as seguintes determinações: NO – sistema Bone Level® RC 4.1 (Regular CrossFit) e; NG – sistema Tissue Level® SP-RN 4.1 (Standard Plus-Regular Neck).

Sobre os implantes foram posicionados os pilares e coroas protéticas de cerâmica à base de zircônia representativas dos dentes 44, 45 e 46. Foi considerada a instalação de implantes na região dos elementos 46 e 44. Dessa forma, o elemento 45 consistiu no pênico, e os elementos 44 e 46 nos pilares da prótese fixa implantossuportada.

Os implantes compuseram quatro modelos de reabilitações parciais fixas (três elementos suportados por dois implantes), de acordo com sua disposição: M1 – composto por dois implantes NO; M2 – composto por dois implantes NG; M3 – composto pelo implante do elemento 44 em NO e o do elemento 46 em NG e; M4 – composto pelo implante do elemento 44 em NG e o do elemento 46 em NO (Figura 1).

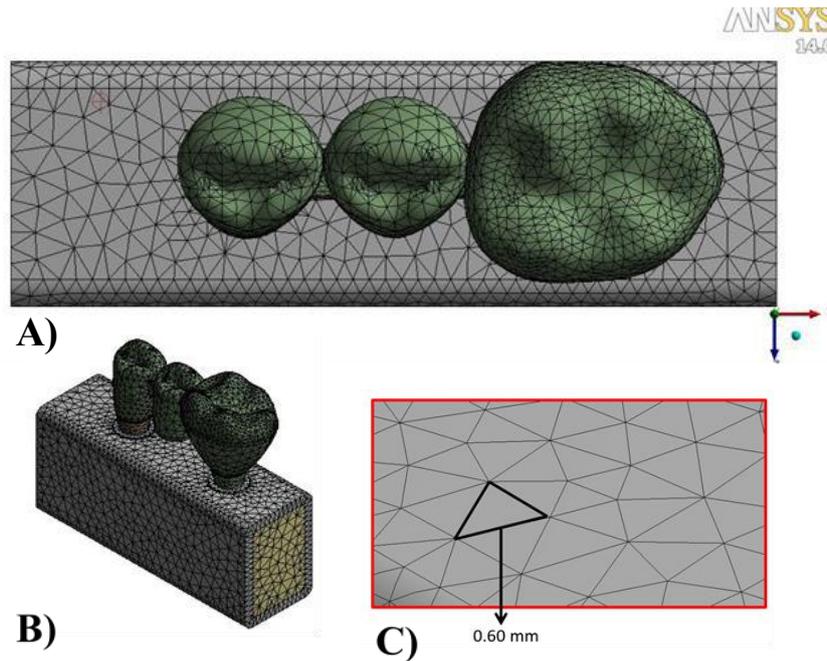
Figura 1 – Modelos 3D construídos virtualmente: A) M1– Dois implantes NO; B) M2 – Dois Implantes; C) M3 – Implante 44 NO – Implante 46 NG; D) M4 - Implante 44 NG – Implante 46 NO.



Fonte: Autoria própria.

Os modelos virtuais foram posicionados conforme orientações do fabricante, em um modelo representativo de uma secção mandibular posterior. Todos os modelos foram construídos pelo *software* de modelagem 3D Solidworks 2013 (SolidWorks Corporation, Waltham, Massachusetts, EUA). O conjunto (formato IGES) foi exportado para o *software* Ansys Workbench 14.0 (Swanson Analysis Systems, Canonsburg, Philadelphia, Estados Unidos) para a geração da malha 3D de elementos tetraédricos quadráticos finitos (tamanho de 0,60mm, definido após análise de convergência a 5%), conforme demonstra a Figura 2.

Figura 2 – Confeção das malhas tridimensionais: A) e B) – malha em vistas distintas; C) – detalhe do elemento de 0,60 mm.



Fonte: Autoria própria.

A análise de convergência visa determinar o tamanho de elemento a ser utilizado durante a análise. Para isso, a malha foi sucessivamente refinada (diminuição do tamanho do elemento) e testada quanto à aplicação de cargas e interpretação dos valores de tensão. A convergência foi alcançada quando a diferença entre a tensão de uma determinada malha e a malha subsequente (mais refinada) foi menor que 5%. A Tabela 1 apresenta os números de nós e elementos que compuseram cada modelo.

Tabela 1 – Números de Nós e Elementos de cada Modelo: NO-NO – nível ósseo-nível ósseo; NG-NG – nível gengival-nível gengival; NO-NG – nível ósseo-nível gengival; NG-NO – nível gengival-nível ósseo.

Modelo	Nós	Elementos
M1 (NO-NO)	175.686	102.480
M2 (NG-NG)	193.812	113.951
M3 (NO-NG)	183.551	107.610
M4 (NG-NO)	183.555	107.461

Fonte: Autoria própria.

A análise pelo MEF foi realizada para mensurar e avaliar as tensões de compressão em osso cortical e medular, e a tensão de von Mises nos implantes e pilares protéticos. Os modelos receberam constrição total (eixos X, Y, Z) pela fixação de ambas as faces laterais do modelo ósseo para simular a união do fragmento à mandíbula. Os modelos foram considerados homogêneos, isotrópicos e linearmente elásticos. Para a caracterização do comportamento dos materiais, foram utilizados o módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson, baseado em dados disponíveis na literatura (Tabela 2).

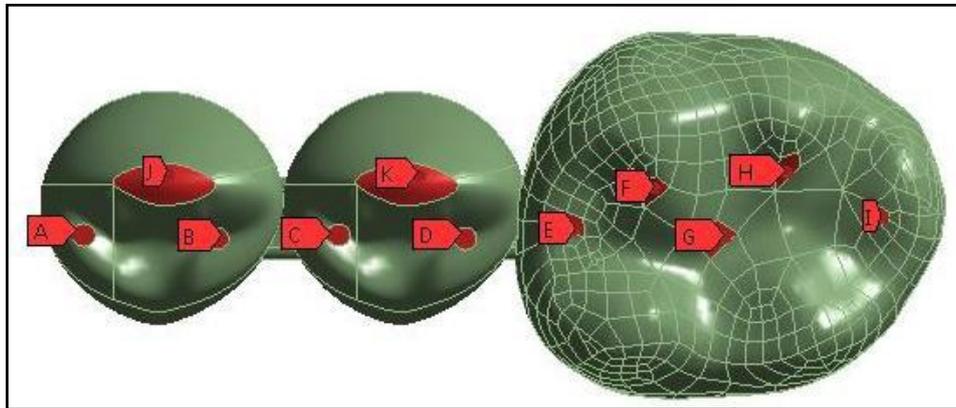
Tabela 2 – Propriedades dos materiais simulados.

Material	Módulo de elasticidade (MPa)	Coefficiente de Poisson	Referência
Titânio	115,000	0,35	Teixeira et al. (1998)
Cerâmica a base de zircônia	210,000	0,27	Dittmer et al. (2010)
Osso cortical	13,700	0,30	Teixeira et al. (1998)
Osso medular	1,370	0,30	Teixeira et al. (1998)

Fonte: Autoria própria.

O carregamento oclusal foi realizado pela aplicação de carga axial nos implantes, incidindo com 300 N no primeiro molar (distribuídos em cinco pontos) e com 150 N nos pré-molares (aplicados em três pontos) (Figura 3), levando em consideração o estudo de Eskitascioglu et al. (2004).

Figura 3 – Vista oclusal demonstrando os pontos de carregamento.



Fonte: Autoria própria.

Os valores das tensões foram analisados a partir das imagens gráficas das tensões pelo critério de von Mises (implante, pilar protético e parafuso do pilar) e por análise de tensões de compressão (osso cortical e osso medular). A análise quantitativa foi realizada por meio da distribuição do gradiente de cores das imagens, associada à escala numérica, descrevendo o valor máximo e mínimo de cada cor, que representa o nível de tensão ocorrida em determinada região, em Megapascal (MPa). A análise qualitativa foi realizada pela distribuição das cores em cada modelo.

3. Resultados

Após análises dos dados, os resultados foram divididos para análise individual da tensão gerada sobre cada região: tecidos ósseos, implantes, pilares e parafusos dos pilares. Os dados quantitativos, em megapascal (MPa), para todas as regiões e componentes podem ser observados na Tabela 3.

Tabela 3 – Distribuição de tensão de acordo com a combinação do tipo de implante na região de primeiro pré-molar e primeiro molar (MPa): NO-NO – nível ósseo-nível ósseo; NG-NG – nível gengival-nível gengival; NO-NG – nível ósseo-nível gengival; NG-NO – nível gengival-nível ósseo.

REGIÃO	MODELOS			
	M1 (NO-NO)	M2 (NG-NG)	M3 (NO-NG)	M4 (NG-NO)
Compressão cortical	55,71	81,47	68,22	49,55
Compressão medular	10,39	10,10	3,89	10,78
Implante pré-molar	75,89	70,48	67,78	83,07
Implante molar	97,91	102,37	107,44	112,76
Pilar pré-molar	105,38	68,72	92,37	66,61
Pilar molar	152,58	141,09	113,63	137,97
Parafuso do pilar pré-molar	90,18	37,10	86,46	39,60
Parafuso do pilar molar	116,30	54,00	57,51	112,49

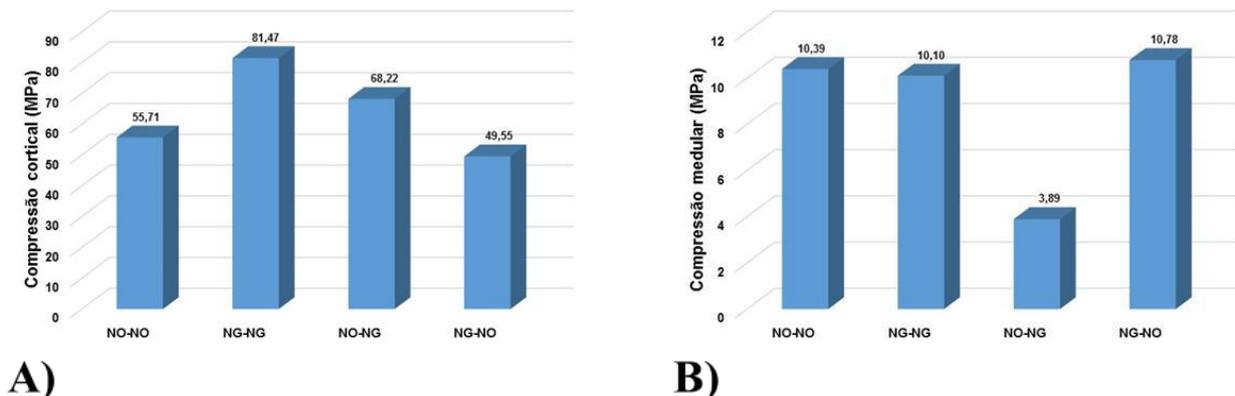
Fonte: Autoria própria.

3.1 Distribuição de tensões no tecido ósseo

A compressão gerada pela aplicação de carga no tecido ósseo foi maior em osso cortical do que em osso medular independente da combinação do tipo de implante instalado.

Para a região de osso cortical, quando utilizados implantes ao NG, tanto na região de pré-molar quanto na região de molar, os valores de tensão foram superiores aos demais modelos, sendo que o modelo M4 (NG-NO) foi o que apresentou o menor pico máximo de tensão de compressão (49,55 MPa). Os valores de compressão no tecido medular foram semelhantes entre os modelos, exceto para M3 (implantes NO na região de pré-molar em conjunto com implantes NG na região de primeiro molar) que exibiu valores consideravelmente menores do que os demais conforme demonstra o Gráfico 1.

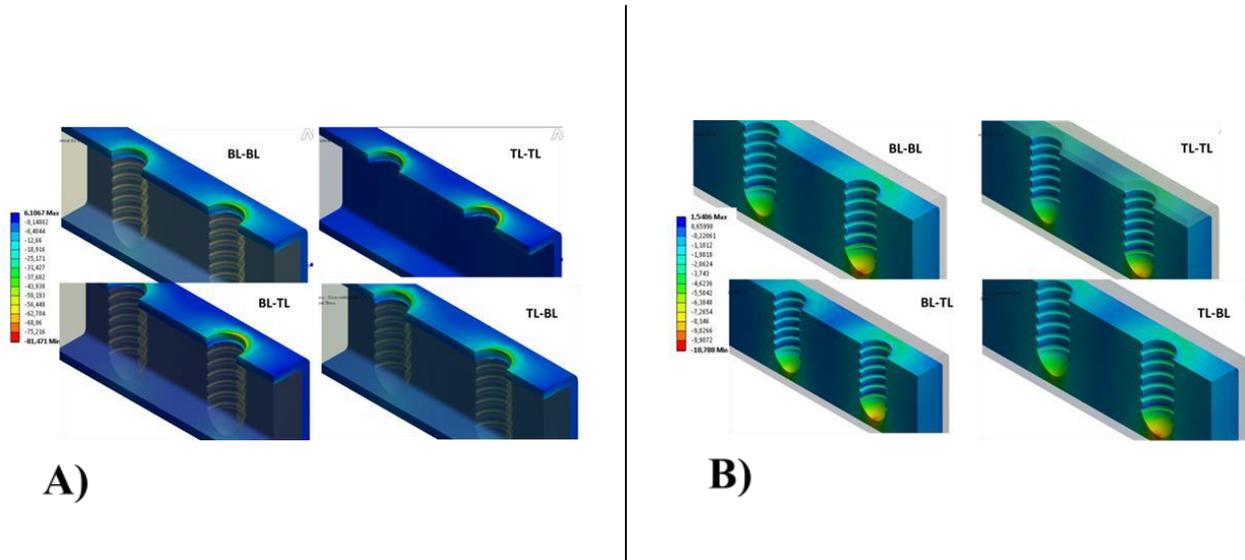
Gráfico 1 – Diagrama de coluna dos picos máximos de tensão de compressão em osso cortical e em osso medular para os quatro modelos simulados (MPa): NO-NO – nível ósseo-nível ósseo; NG-NG – nível gengival-nível gengival; NO-NG – nível ósseo-nível gengival; NG-NO – nível gengival-nível ósseo.



Fonte: Autoria própria.

No osso cortical, os picos de tensão estiveram localizados, em todos os modelos, na região óssea mais externa que se encontra em contato com as primeiras roscas do implante instalado em área mais distal (região de primeiro molar). No osso medular, os picos de tensão localizaram-se, em todos os grupos, na região em contato com o ápice do implante mais distal (região de primeiro molar). O padrão da distribuição dos quatro modelos simulados pode ser observado na Figura 4.

Figura 4 – Distribuição de tensões em osso cortical (A) e em osso medular (B): NO-NO – nível ósseo-nível ósseo; NG-NG – nível gengival-nível gengival; NO-NG – nível ósseo-nível gengival; NG-NO – nível gengival-nível ósseo.



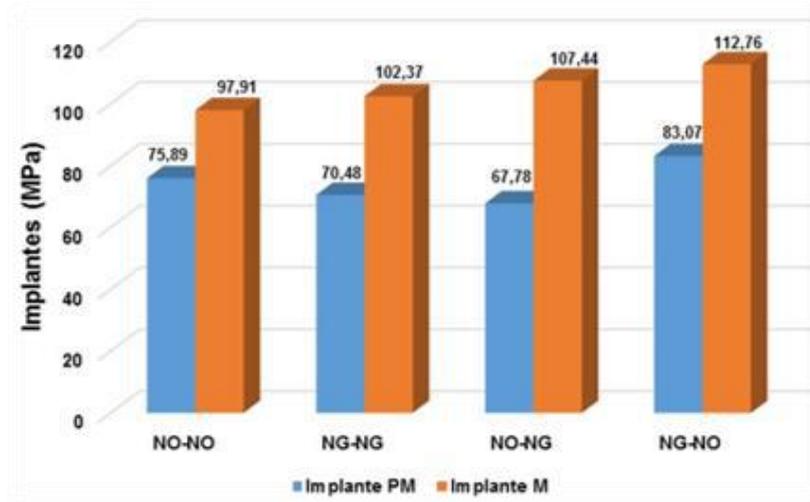
Fonte: Autoria própria.

3.2 Distribuição de tensões no implante

Para todos os modelos estudados, os maiores picos de tensões von Mises incidiram sobre os implantes instalados na região de primeiro molar (elemento 46) quando comparados aos implantes de primeiro pré-molar (elemento 44).

Houve uma relativa variação na distribuição das tensões von Mises nos diferentes modelos simulados de acordo com os diferentes locais de instalação dos implantes (elementos 44 e 46); entretanto, M4 (NG em região de pré-molar e NO em região de molar) foi o modelo que apresentou os maiores picos de tensão, tanto para o implante instalado em região de pré-molar (83,07 MPa) quanto para o implante localizado na região de molar (112,76 MPa) (Gráfico 2).

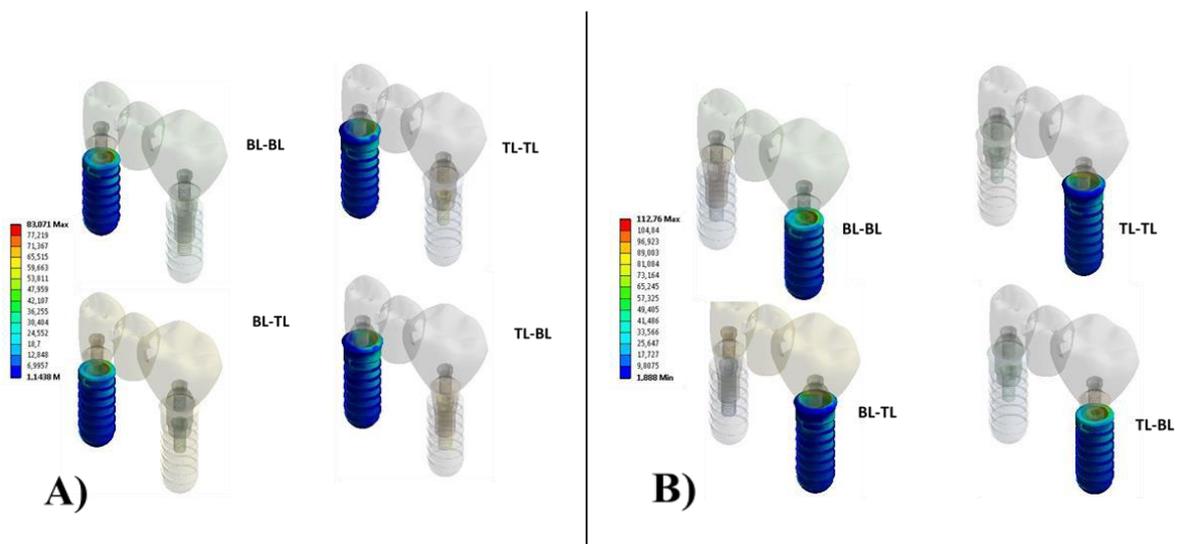
Gráfico 2 – Diagrama de coluna dos picos máximos de tensão von Mises dos implantes (MPa): NO-NO – nível ósseo-nível ósseo; NG-NG – nível gengival-nível gengival; NO-NG – nível ósseo-nível gengival; NG-NO – nível gengival-nível ósseo; PM – pré-molar; M – molar.



Fonte: Autoria própria.

Para todos os modelos (M1 a M4), em todos os implantes (região do elemento 44 e do 46), as tensões máximas incidiram sobre a parte interna dos implantes, na região cervical, conforme ilustram a Figura 5.

Figura 5 – Distribuição de tensões nos implantes instalados na região do elemento dentário 44 (A) e 46 (B).



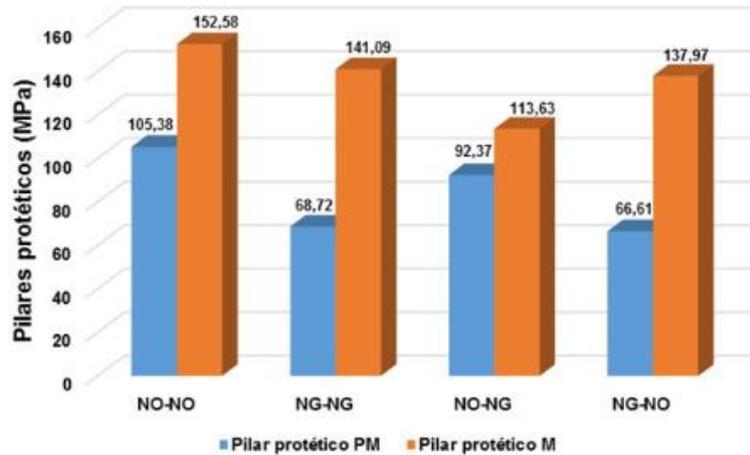
Fonte: Autoria própria.

3.3 Distribuição de tensões no pilar protético

Para todos os modelos estudados, os maiores picos de tensões von Mises incidiram sobre os pilares protéticos dos implantes instalados na região de primeiro molar (elemento 46) quando comparados aos pilares dos implantes de primeiro pré-molar (elemento 44).

Quando da distribuição das cargas nos modelos, houve maiores picos de tensões von Mises nos pilares do modelo M1 (NO-NO), tanto para o pilar do implante na região do elemento 44 (105,38 MPa) quanto para o pilar do implante na região do 46 (152,58 MPa), conforme ilustra o Gráfico 3.

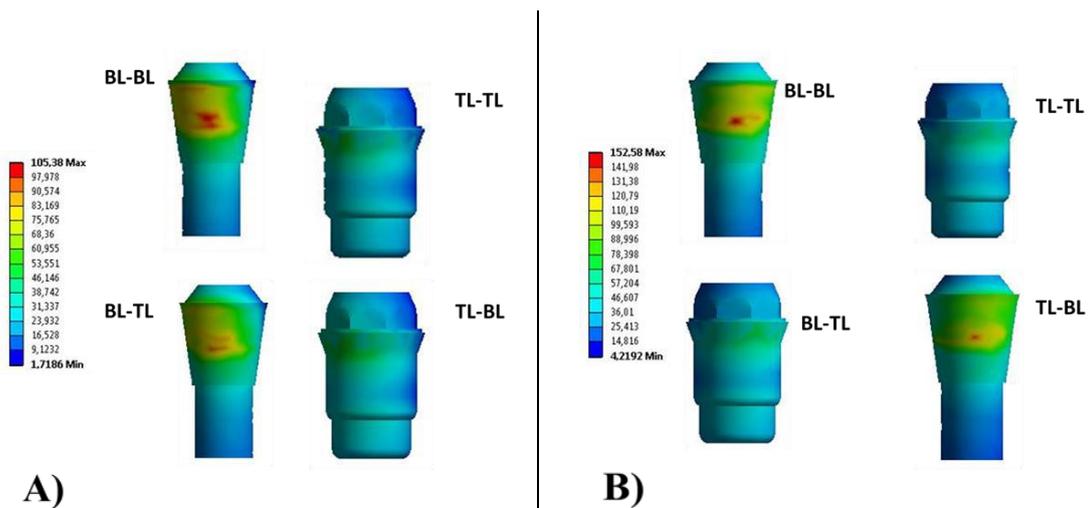
Gráfico 3 – Diagrama de colunas dos picos máximos de tensão von Mises dos pilares protéticos (MPa): NO-NO – nível ósseo-nível ósseo; NG-NG – nível gengival-nível gengival; NO-NG – nível ósseo-nível gengival; NG-NO – nível gengival-nível ósseo; PM – pré-molar; M – molar.



Fonte: Autoria própria.

A Figura 6 evidencia a ocorrência de picos de tensão von Mises nos pilares do modelo M1 (NO-NO), cujas tensões incidiram de forma mais proeminente na região externa de ambos os pilares que estavam em contato com a face interna dos implantes (elemento 44 e 46).

Figura 6 – Distribuição de tensões nos pilares instalados nas regiões dos elementos 44 e 46.



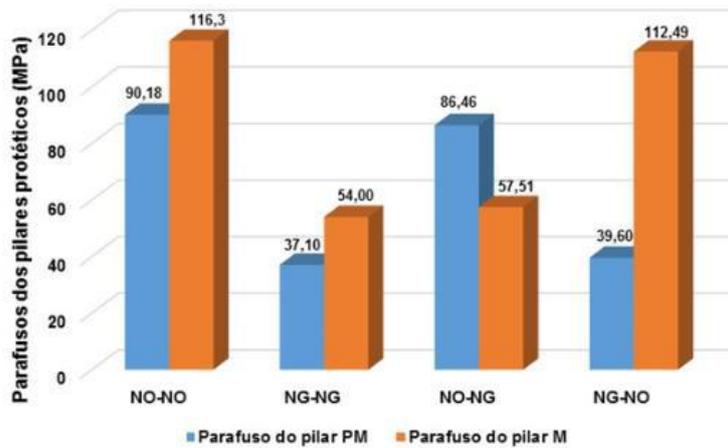
Fonte: Autoria própria.

3.4 Distribuição de tensões no parafuso do pilar protético

Diferentemente das avaliações anteriores, na análise das tensões recebidas pelos parafusos dos pilares protéticos, não houve predominância dos picos de tensões von Mises em apenas um dos elementos dentários, pois em três modelos os maiores picos de tensão localizaram-se na região do elemento dentário 46 (M1, M2 e M4). No entanto, no modelo M3 a maior tensão máxima esteve localizada na região do elemento 44.

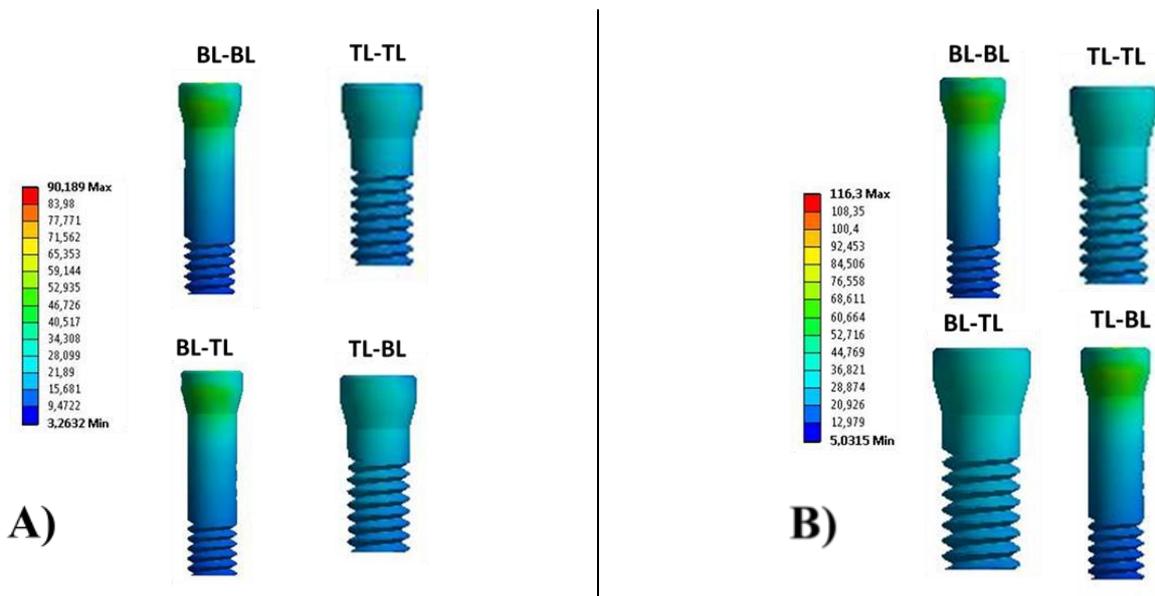
Observa-se no Gráfico 4 que, em relação aos picos de tensão von Mises nos parafusos dos pilares protéticos, o modelo M1 (NO-NO) foi o que apresentou os resultados mais desfavoráveis – elemento 44 com 90,18 MPa e elemento 46 com 116,3 MPa.

Gráfico 4 – Diagrama de colunas dos picos máximos de tensão von Mises dos parafusos dos pilares protéticos (MPa): NO-NO – nível ósseo-nível ósseo; NG-NG – nível gengival-nível gengival; NO-NG – nível ósseo-nível gengival; NG-NO – nível gengival-nível ósseo; PM – pré-molar; M – molar.



Fonte: Autoria própria.

Figura 7 – Distribuição de tensões nos parafusos dos pilares instalados na região do elemento dentário 44(A) e 46(B).



Fonte: Autoria própria.

4. Discussão

A biomecânica é determinante no sucesso dos tratamentos reabilitadores implantossuportados, bem como a compreensão do mecanismo de transferência de carga para o implante e deste para o tecido ósseo, o que permite o aprimoramento desta modalidade de reabilitação (Hämmerle et al., 2018; Skalak, 1983). As tensões apresentadas por esse tipo de reabilitação são consideravelmente influenciadas por diversos fatores biomecânicos, dentre os quais o tipo de carga, os materiais do implante e da prótese, qualidade e quantidade óssea, natureza da interface osso-implante, e a geometria do implante (Poluha et al., 2015; Valera-Jiménez et al., 2020), sendo que as tensões influenciadas pela geometria cervical relacionam-se diretamente com a reabsorção óssea ao nível das primeiras roscas do implante (Guirado et al., 2007; Hagiwara, 2010; Jones & Cochran, 2006).

Assim, é importante que se tenha conhecimento acerca das alternativas mais adequadas relacionadas à geometria cervical dos implantes com vistas a alcançar maiores taxas de sucesso e sobrevida de restaurações implantossuportadas. É nesse contexto que o presente estudo avaliou o comportamento e a disposição de implantes com diferentes geometrias cervicais em reabilitação protética parcial fixa implantossuportada de três elementos instalada na região posterior de mandíbula, pela análise tridimensional de elementos finitos.

A ser definida a necessidade de uma reabilitação parcial implantossuportada de três elementos, considera-se a configuração composta por dois implantes localizados nas regiões mesial e distal da prótese. Portanto, definiram-se, neste estudo, os modelos a serem simulados, cujas instalações dos implantes foram realizadas nas regiões dos dentes 44 e 46, consistindo no elemento 45 como pântico (Liu et al., 2019; Yoda et al., 2016; Zupancic Cepic et al., 2022).

Além disso, a maioria dos modelos de MEF assume um estado de osseointegração completa, em que osso cortical e osso medular são considerados como perfeitamente aderidos ao implante (Choi et al., 2021; Geng et al., 2001; Zupancic Cepic et al., 2022). Nesta pesquisa, os modelos receberam constrição total (eixos X, Y, Z) pela fixação de ambas as faces laterais do modelo ósseo para simular a união do fragmento à mandíbula; sendo considerados homogêneos, isotrópicos e linearmente elásticos. Além disso, com vistas a caracterizar o comportamento dos materiais foram utilizados o módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson, baseado em dados disponibilizados por Marc Philipp et al. (2010), Papispyridakos et al. (2020) e Teixeira et al. (1998).

O estudo também permitiu constatar que o modelo M1 (NO-NO) teve os resultados mais desfavoráveis relacionados aos pilares protéticos e parafusos dos pilares protéticos, apresentando as maiores tensões máximas de von Mises, tanto em região de pré-molar quanto na região de molar. Já no osso medular e em ambos os implantes (região de pré-molar e região de molar), o modelo M4 (NG-NO) apresentou os maiores picos de tensão de compressão, semelhantes ao resultado de Reis et al. (2021).

A fim de corroborar e complementar os achados deste estudo, Chiapasco et al. (2014) e Mortazavi et al. (2021) concluíram que os implantes NG podem apresentar resultados superiores à longo prazo, em termos de manutenção óssea peri-implantar, sendo que van Eekeren et al. (2016) concluíram que os implantes dentários NO são estatisticamente mais passíveis de promoverem alterações deletérias à crista óssea após carregamento, quando comparado ao NG. No mesmo sentido, Mosavar et al. (2017) e Rocuzzo et al. (2020) concluíram que a reabilitação com implantes NG é potencialmente mais vantajosa do que com implantes NO para próteses fixas implantossuportadas mandibulares inferiores.

Donovan et al. (2010) e Pellicer-Chover et al. (2019), em avaliação clínica de implantes NG e NO, não encontraram diferença estatisticamente significativa entre a perda óssea e a posição de instalação dos implantes. De forma semelhante, Agustín-Panadero et al. (2021) e Lopez et al. (2016) concluíram que os implantes Cone Morse são confiáveis para a reabilitação oral, não havendo diferenças estatisticamente significativas entre NO e NG. Entretanto, há pesquisas cujos achados contradizem os resultados obtidos nesta pesquisa, como o estudo de Eser et al. (2013) e Mortazavi et al. (2021), que concluíram que os implantes NG estão associados com tensões mais elevadas do que implantes NO, assim como Hadzik et al. (2017) e Kumar et

al. (2014), que concluíram que os implantes NO apresentam menor perda óssea marginal quando comparados aos NG, principalmente em períodos maiores que 12 meses após a instalação.

Portanto, devido à escassez literária acerca de estudos que comparam a distribuição de tensões em implantes NO e NG e da divergência entre os achados das diferentes pesquisas já realizadas – incluindo-se este trabalho – sugere-se a realização de novas pesquisas que possam melhor esclarecer os aspectos que se associam à distribuição de tensões em implantes CM tipo NO e NG, quando de sua utilização em reabilitações parciais implantossuportadas mandibulares posteriores.

5. Conclusão

Neste estudo realizado pelo método dos elementos finitos, pôde-se concluir que houve influência da geometria cervical dos implantes na distribuição de tensões nos componentes protéticos, implante e osso nas próteses fixas simuladas de três elementos, instaladas em região posterior de mandíbula.

Conclui-se ainda que o modelo composto por dois implantes NO apresentou as maiores tensões máximas e von Mises para todos os componentes protéticos simulados (pilares e parafusos dos pilares, tanto em região de pré-molar quanto de molar), assim como o modelo NG-NO apresentou o pior desempenho para osso medular e implantes (pré-molar e molar), refutando assim a hipótese nula de inexistência do aumento de tensões nos elementos.

Referências

- Adell, R. (1981). A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *International Journal of Oral Surgery*, 10(6), 387–416. [https://doi.org/10.1016/S0300-9785\(81\)80077-4](https://doi.org/10.1016/S0300-9785(81)80077-4)
- Adell, R., Eriksson, B., Lekholm, U., Brånemark, P., & Jemt, T. (2002). A Long-Term Follow-up Study of Osseointegrated Implants in the Treatment of Totally Edentulous Jaws. *Clinical Oral Implants Research*, 13(3), 260–273. <https://doi.org/10.1034/j.1600-0501.2002.130305.x>
- Agustín-Panadero, R., Bermúdez-Mulet, I., Fernández-Estevan, L., Solá-Ruiz, M. F., Marco-Pitarch, R., Selva-García, M., Zubizarreta-Macho, Á., & León-Martínez, R. (2021). Peri-implant behavior of tissue level dental implants with a convergent neck. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 18(10). <https://doi.org/10.3390/ijerph18105232>
- Becker, W., & Becker, B. E. (1995). Replacement of maxillary and mandibular molars with single endosseous implant restorations: A retrospective study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 74(1), 51–55. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(05\)80229-X](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(05)80229-X)
- Borges Radaelli, M. T., Idogava, H. T., Spazzin, A. O., Noritomi, P. Y., & Boscato, N. (2018). Parafunctional loading and occlusal device on stress distribution around implants: A 3D finite element analysis. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 120(4), 565–572. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2017.12.023>
- Carvalho, R. S. De, Eduardo, C., & Jr, F. (1960). *Classificação de Francischone para próteses sobre implantes Carlos Eduardo Francischone*.
- Chiapasco, M., Casentini, P., & Zaniboni, M. (2014). Implants in Reconstructed Bone: A Comparative Study on the Outcome of Straumann® Tissue Level and Bone Level Implants Placed in Vertically Deficient Alveolar Ridges Treated by Means of Autogenous Onlay Bone Grafts. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 16(1), 32–50. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8208.2012.00457.x>
- 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. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 13(6), 396–407. <https://doi.org/10.4047/jap.2021.13.6.396>
- Coray, R., Zeltner, M., & Özcan, M. (2016). Fracture strength of implant abutments after fatigue testing: A systematic review and a meta-analysis. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 62, 333–346. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2016.05.011>
- Donovan, R., Fetner, A., Koutouzis, T., & Lundgren, T. (2010). Crestal Bone Changes Around Implants With Reduced Abutment Diameter Placed Non-Submerged and at Subcrestal Positions: A 1-Year Radiographic Evaluation. *Journal of Periodontology*, 81(3), 428–434. <https://doi.org/10.1902/jop.2009.090317>
- Elsayyad, A. A., Abbas, N. A., AbdelNabi, N. M., & Osman, R. B. (2020). Biomechanics of 3-implant-supported and 4-implant-supported mandibular screw-retained prostheses: A 3D finite element analysis study. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 124(1), 68.e1–68.e10. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2020.01.015>
- Eser, A., Tonuk, E., Akca, K., Dard, M. M., & Cehreli, M. C. (2013). Predicting bone remodeling around tissue- and bone-level dental implants used in reduced bone width. *Journal of Biomechanics*, 46(13), 2250–2257. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.06.025>
- Eskitascioglu, G., Usumez, A., Sevimay, M., Soykan, E., & Unsal, E. (2004). The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study. *Journal of Prosthodontics*, 91(2), 144–150. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2003.10.018>
- Filius, M. A. P., Vissink, A., Cune, M. S., Raghoebar, G. M., & Visser, A. (2018). Effect of implant therapy on oral health-related quality of life (OHIP-49), health status (SF-36), and satisfaction of patients with several agenetic teeth: Prospective cohort study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 20(4), 592–597. <https://doi.org/10.1111/cid.12625>

- Geng, J.-P., Tan, K. B. C., & Gui-Rong Liu. (2001). Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 85(June), 585–598. [http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0022-3913\(01\)57431-4](http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0022-3913(01)57431-4)
- Guirado, J. L. C., Yuguero, M. R. S., Zamora, G. P., & Barrio, E. M. (2007). Immediate provisionalization on a new implant design for esthetic restoration and preserving crestal bone. *Implant Dentistry*, 16(2), 155–164. <https://doi.org/10.1097/ID.0b013e31805816c9>
- Hadzik, J., Botzenhart, U., Krawiec, M., Gedrange, T., Heinemann, F., Vegh, A., & Dominiak, M. (2017). Comparative evaluation of the effectiveness of the implantation in the lateral part of the mandible between short tissue level (TE) and bone level (BL) implant systems. *Annals of Anatomy*, 213, 78–82. <https://doi.org/10.1016/j.aanat.2017.05.008>
- Hagiwara, Y. (2010). Does platform switching really prevent crestal bone loss around implants? *Japanese Dental Science Review*, 46(2), 122–131. <https://doi.org/10.1016/j.jdsr.2009.11.003>
- Hämmerle, C. H. F., Cordaro, L., Alccayhuaman, K. A. A., Botticelli, D., Esposito, M., Colomina, L. E., Gil, A., Gulje, F. L., Ioannidis, A., Meijer, H., Papageorgiou, S., Raghoobar, G., Romeo, E., Renouard, F., Storelli, S., Torsello, F., & Wachtel, H. (2018). Biomechanical aspects: Summary and consensus statements of group 4. The 5th EAO Consensus Conference 2018. *Clinical Oral Implants Research*, 29(May), 326–331. <https://doi.org/10.1111/clr.13284>
- Jones, A. A., & Cochran, D. L. (2006). Consequences of Implant Design. *Dental Clinics of North America*, 50(3), 339–360. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2006.03.008>
- Khraisat, A., Stegaroiu, R., Nomura, S., & Miyakawa, O. (2002). Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 88(6), 604–610. <https://doi.org/10.1067/mpr.2002.129384>
- Kumar, V. V., Sagheb, K., Kämmerer, P. W., Al-Nawas, B., & Wagner, W. (2014). Retrospective Clinical Study of Marginal Bone Level Changes with Two Different Screw-Implant Types: Comparison Between Tissue Level (TE) and Bone Level (BL) Implant. *Journal of Maxillofacial and Oral Surgery*, 13(3), 259–266. <https://doi.org/10.1007/s12663-013-0532-5>
- Liu, X., Pang, F., Li, Y., Jia, H., Cui, X., Yue, Y., Yang, X., & Yang, Q. (2019). Effects of Different Positions and Angles of Implants in Maxillary Edentulous Jaw on Surrounding Bone Stress under Dynamic Loading: A Three-Dimensional Finite Element Analysis. *Computational and Mathematical Methods in Medicine*, 2019. <https://doi.org/10.1155/2019/8074096>
- Lopez, M. A., Bassi, M. A., Confalone, L., Gaudio, R. M., Lombardo, L., & Lauritano, D. (2016). Retrospective study on bone-level and soft-tissue-level cylindrical implants. *Journal of Biological Regulators and Homeostatic Agents*, 30(2), 43–48.
- Marc Philipp, D., Kohorst, P., Borchers, L., & Stiesch, M. (2010). No Title Influence of the supporting structure on stress distribution in all-ceramic FPDs. *Int J Prosthodont*.
- Misch, C. (2008). Substituição de um elemento unitário: opções de tratamento. In 3.a (Ed.), *Implantes Dentais Contemporâneos* (pp. 327–366). Elsevier.
- Mortazavi, H., Khodadoust, A., Kheiri, A., & Kheiri, L. (2021). Bone loss-related factors in tissue and bone level dental implants: A systematic review of clinical trials. *Journal of the Korean Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*, 47(3), 153–174. <https://doi.org/10.5125/JKAOMS.2021.47.3.153>
- Mosavar, A., Nili, M., Hashemi, S. R., & Kadkhodaei, M. (2017). A Comparative Analysis on Two Types of Oral Implants, Bone-Level and Tissue-Level, with Different Cantilever Lengths of Fixed Prosthesis. *Journal of Prosthodontics*, 26(4), 289–295. <https://doi.org/10.1111/jopr.12388>
- Norton, M. R. (2000). An in vitro evaluation of the strength of a 1-piece and 2-piece conical abutment joint in implant design. *Clinical Oral Implants Research*, 11(5), 458–464. <https://doi.org/10.1034/j.1600-0501.2000.011005458.x>
- Papaspyridakos, P., Bordin, T. B., Kim, Y. J., El-Rafie, K., Pagni, S. E., Natto, Z. S., Teixeira, E. R., Chochlidakis, K., & Weber, H. P. (2020). Technical Complications and Prosthesis Survival Rates with Implant-Supported Fixed Complete Dental Prostheses: A Retrospective Study with 1- to 12-Year Follow-Up. *Journal of Prosthodontics*, 29(1), 3–11. <https://doi.org/10.1111/jopr.13119>
- Pellicer-Chover, H., Díaz-Sánchez, M., Soto-Peñaloza, D., Peñarrocha-Diago, M., Canullo, L., & Peñarrocha-Oltra, D. (2019). Impact of crestal and subcrestal implant placement upon changes in marginal peri-implant bone level. A systematic review. *Medicina Oral Patología Oral y Cirugía Bucal*, 24(5), e673–e683. <https://doi.org/10.4317/medoral.23006>
- Poluha, R. L., Lamartine, C., Melo, D. M., Paula, L. G. De, Junior, E. B., & Sábio, S. (2015). Evaluation of resistance to fracture of temporary implant-supported prosthesis with extension in cantilever enhanced with glass fibre. 7(November), 183–189. <https://doi.org/10.5897/JDOH2015.0181>
- Reis, F., Brandt, W. C., Cristina, L., Boaro, C., & Miranda, M. E. (2021). Análise de tensões em prótese unitária sobre implante mal posicionado. 2021, 1–8. <https://doi.org/http://dx.doi.org/10.33448/rsd-v10i4.XXXXXX>
- Rocuzzo, A., Jensen, S. S., Worsaae, N., & Gotfredsen, K. (2020). Implant-supported 2-unit cantilevers compared with single crowns on adjacent implants: A comparative retrospective case series. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 123(5), 717–723. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2019.04.024>
- Sargolzaie, N., Moeintaghavi, A., & Shojai, H. (2017). Comparing the Quality of Life of Patients Requesting Dental Implants Before and After Implant. *The Open Dentistry Journal*, 11(1), 485–491. <https://doi.org/10.2174/1874210601711010485>
- Schmid, E., Morandini, M., Rocuzzo, A., Ramseier, C. A., Sculean, A., & Salvi, G. E. (2020). Clinical and radiographic outcomes of implant-supported fixed dental prostheses with cantilever extension. A retrospective cohort study with a follow-up of at least 10 years. *Clinical Oral Implants Research*, 31(12), 1243–1252. <https://doi.org/10.1111/clr.13672>
- Skalak, R. (1983). Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 49(6), 843–848. [https://doi.org/10.1016/0022-3913\(83\)90361-X](https://doi.org/10.1016/0022-3913(83)90361-X)
- Teixeira, E. R., Sato, Y., Akagawa, Y., & Shindoi, N. (1998). A comparative evaluation of mandibular finite element models with different lengths and elements for implant biomechanics. *Journal of Oral Rehabilitation*.

Valera-Jiménez, J. F., Burgueño-Barris, G., Gómez-González, S., López-López, J., Valmaseda-Castellón, E., & Fernández-Aguado, E. (2020). Finite element analysis of narrow dental implants. *Dental Materials*, 36(7), 927–935. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2020.04.013>

van Eekeren, P., Tahmaseb, A., & Wismeijer, D. (2016). Crestal bone changes in macrogeometrically similar implants with the implant–abutment connection at the crestal bone level or 2.5 mm above: a prospective randomized clinical trial. *Clinical Oral Implants Research*, 27(12), 1479–1484. <https://doi.org/10.1111/clr.12581>

Yoda, N., Liao, Z., Chen, J., Sasaki, K., Swain, M., & Li, Q. (2016). Role of implant configurations supporting three-unit fixed partial denture on mandibular bone response: biological-data-based finite element study. *Journal of Oral Rehabilitation*, 43(9), 692–701. <https://doi.org/10.1111/joor.12411>

Zupancic Cepic, L., Frank, M., Reisinger, A., Pahr, D., Zechner, W., & Schedle, A. (2022). Biomechanical finite element analysis of short-implant-supported, 3-unit, fixed CAD/CAM prostheses in the posterior mandible. *International Journal of Implant Dentistry*, 8(1). <https://doi.org/10.1186/s40729-022-00404-8>