Revista Eletrônica
Acervo Saúde
Electronic Journal Collection Health ISSN 2178-2091

Biomecânica óssea e de implantes em diferentes próteses na reabilitação de mandíbula atrófica

Bone and implant biomechanics in different prostheses for the rehabilitation of atrophic mandible

Biomecánica ósea y de implantes en diferentes prótesis para la rehabilitación de la mandíbula atrófica

Rafael da Silva Caetano[1], Roberto Brunow Lehmann[2], Fernando Fusari Bento de Lima[1].

RESUMO

Objetivo: Avaliar o comportamento biomecânico do osso, implantes e componentes protéticos de próteses protocolo em diferentes materiais, sobre mandíbula atrófica. **Métodos:** Dois modelos de mandíbula foram criados; e inseridos 4 implantes. A prótese do MPm (modelo metalo-plástico) foi confeccionada com barra de níquel-cromo e resina acrílica; enquanto a do ZIm (modelo em zircônia) foi confeccionada em zircônia. Os componentes protéticos eram em titânio. Foi aplicada uma carga oclusal de 600N nos modelos e prosseguiu-se com a análise de elementos finitos (MEF). **Resultados:** Foram avaliadas tensões principais em osso, e tensões equivalentes de von Mises para implantes e componentes. As análises de Von Mises (em MPa) apresentaram tensões nos implantes de 195,44 (ZIm) a 295,8 (MPm); ao sistema protético de 81,481 no parafuso de retenção da prótese (ZIm) a 278,82 no parafuso de retenção do pilar (MPm); mínima tensão principal (em MPa) no osso cortical de -32,562 (MPm) a -27,995 (ZIm) e mínima tensão principal sobre o osso medular de -5,5911 (ZIm) a -3,7001 (MPm). **Conclusão:** O material da prótese influencia a distribuição de tensão nos implantes e seus componentes; nenhum dos modelos apresentou tensão maléfica ao tecido ósso; oZIm mostrou-se biomecanicamente eficaz para confecção de próteses de maxilares atróficos.

Palavras-chave: Implantes dentários, Biomecânica, Análise de elementos finitos.

ABSTRACT

Objective: Evaluation of biomechanical behavior of bone, implants, and prosthetic components in full-arch implant-supported prostheses made of different materials for the rehabilitation of an atrophic mandible. **Methods:** Two mandibular models with four implants each were developed. The MPm (metal–plastic model) prosthesis was fabricated with a nickel–chromium framework and acrylic resin, while the ZIm (zirconia model) prosthesis was entirely made of zirconia. Titanium components were used in both models. An occlusal load of 600 N was applied, and finite element analysis (FEA) was performed. **Results:** Principal stresses were analyzed in bone, and von Mises equivalent stresses in implants and components. The von Mises stress (MPa) ranged from 195.44 (ZIm) to 295.8 (MPm) in implants, and from 81.48 MPa in the

[1] Programa de pós-graduação em ciências da saúde – Faculdade de Medicina – Universidade Federal de Mato Grosso (UFMT), Cuiabá – MT.
[2] Departamento de Engenharia Mecânica – Escola de Engenharia e Metalurgia industrial - Universidade Federal Fluminense (UFF), Niterói – RJ.

SUBMETIDO EM: 11/2025 | **ACEITO EM: 12/2025** | **PUBLICADO EM: 1/2026**

prosthesis screw (ZIm) to 278.82 MPa in the abutment screw (MPm). Minimum principal stresses (MPa) in cortical bone varied from –32.56 (MPm) to –27.99 (ZIm), and in cancellous bone from –5.59 (ZIm) to –3.70 (MPm). **Conclusion:** Prosthesis material affects stress distribution on implants and components. No model exhibited harmful stress to bone tissue. The zirconia model (ZIm) demonstrated favorable biomechanical performance and is a viable option for prosthetic rehabilitation of atrophic mandibles.

Keywords: Dental implants, Biomechanics, Finite element analysis.

RESUMEN

Objetivo: Evaluación del comportamiento biomecánico del hueso, implantes y componentes protésicos en prótesis totales implantosoportadas fabricadas con diferentes materiales para la rehabilitación de la mandíbula atrófica. **Métodos:** Se desarrollaron dos modelos mandibulares con cuatro implantes cada uno. La prótesis MPm (modelo metal-plástico) se fabricó con una estructura de níquel-cromo y resina acrílica, mientras que la prótesis ZIm (modelo de zirconia) se elaboró completamente en zirconia. En ambos modelos se utilizaron componentes de titanio. Se aplicó una carga oclusal de 600 N y se realizó un análisis por elementos finitos (FEA). **Resultados:** Se analizaron las tensiones principales en el hueso y las tensiones equivalentes de von Mises en los implantes y componentes. Las tensiones de von Mises (MPa) variaron de 195,44 (ZIm) a 295,8 (MPm) en los implantes, y de 81,48 MPa en el tornillo protésico (ZIm) a 278,82 MPa en el tornillo del pilar (MPm). Las tensiones principales mínimas (MPa) en hueso cortical fueron de –32,56 (MPm) a –27,99 (ZIm), y en hueso esponjoso de –5,59 (ZIm) a –3,70 (MPm). **Conclusión:** El material protésico influyó en la distribución de tensiones; el modelo ZIm presentó un comportamiento biomecánico favorable y puede considerarse una alternativa viable para la rehabilitación de mandíbulas atróficas.

Palabras clave: Implantes dentales, Biomecánica, Análisis de elementos finitos.

INTRODUÇÃO

A presença dentária no rebordo alveolar da maxila ou da mandíbula, promove a manutenção da arquitetura dos processos alveolares, enquanto a sua ausência promove um processo progressivo fisiológico e irreversível de remodelação pós exodontia, que resulta em uma diminuição da disponibilidade volumétrica óssea nos ossos maxilares. Nos casos mais avançados, essa remodelação leva à condição de maxila e/ou mandíbula atrófica(MADSEN MJ, et al., 2009). Além desse fator fisiológico, traumas, patologias ou iatrogenias contribuem para o desenvolvimento dessa remodelação, resultando também em alterações estruturais significativas (CHRCANOVIC BR, et al., 2011; KARAAGAÇLIOGLU L e OZKAN P, 1994).

Dentre as alternativas reabilitadoras para espaços edêntulos recomenda-se a instalação de implantes dentários (BRÅNEMARK PI, et al., 1977); no entanto, as áreas de acentuada remodelação óssea apresentam desafios à inserção dos implantes em posição tridimensionalmente ideais, seja por dificuldades técnicas, ou por condições anatômicas inadequadas, fazendo com que procedimentos adicionais sejam indicados; aumentando dessa forma o risco de complicações na recuperação do volume ósseo (GUIDA L, et al., 2022; DERYABIN G e GRYBAUSKAS S, 2021).

Algumas alternativas aos procedimentos de enxertia, tem sido relatadas na literatura como por exemplo a distração osteogênica (POLO WCK, et al., 2005), transposição do nervo alveolar inferior JENSEN O e NOCK D, 1987), utilização e implantes curtos (GUIDA L, et al., 2023)e a técnica all-on-four MALÓ P, et al., 2003), algumas delas com morbidade e grau de dificuldade semelhante aos procedimentos de enxertia, enquanto que outras apresentam características eu permitem sua utilização clínica mais corriqueira, com resultados promissores a longo prazo.

O planejamento cirúrgico e protético das reabilitações implantossuportadas baseia-se em importantes fatores biomecânicos, dentre os quais destacam-se a quantidade (PEIXOTO HE, et al., 2017), inclinação e distribuição dos implantes(PEIXOTO HE, et al., 2017; FAZI G, et al., 2011), o comprimento do fulcro, a material da infraestrutura protética e a disposição dos implantes (ALVAREZ-ARENAL A, et al., 2014).

A estabilidade e o sucesso a longo prazo dos implantes, dentre outros fatores, estão relacionados com a transmissão de tensão para o osso peri-implantar, assim a composição da estrutura protética é fundamental para reduzir os níveis de tensão gerados pelas forças oclusais sobre o implante e o tecido ósseo adjacente (POOVARODOM P, et al., 2023; SIRANDONI D, et al., 2019; LEE KS, et al., 2017). A utilização de zircônia ou metal em estruturas protéticas favorece uma distribuição mais adequada de tensão aos componentes protéticos e osso, quando comparada aos materiais poliméricos (TOPCU ERSÖZ MB e MUMCU E, 2022).

As restaurações de zircônia e sua fabricação auxiliada por computador apresentaram novas maneiras de enfrentar os desafios das restaurações sobre implantes de arcada completa OYAR P, et al., 2021). Embora estruturas protéticas rígidas tenham sido defendidas, ainda há debate em relação a essas reabilitações implantossuportadas de arcada completa(GAO J, et al., 2022; HORITA S, et al., 2017). Buscando a longevidade dessas restaurações, ressalta-se que os estudos biomecânicos relacionados aos diferentes tipos de próteses e a avaliação das tensões distribuídas aos implantes e ossos subjacente, são de fundamental importância para compreender o papel e as diferenças de comportamento desses materiais de restaurações de arco total e sua relação com os ossos do complexo maxilo-mandibular.

A biomecânica protética e as tensões distribuídas aos implantes estão relacionadas a longevidade dessas reabilitações, considerando as diferenças de comportamento dos diferentes materiais, principalmente relacionadas à sua rigidez (GAO J, et al., 2022; HORITA S, et al., 2017), infere-se que a rigidez dos materiais da infraestrutura protética, podem influenciar as tensões sobre o implante e o osso, podendo influenciar a longevidade dessas reabilitações.

O comportamento mecânico de ossos e implantes, pode ser avaliado por métodos experimentais (PELLIZZER EP, et al., 2015) e matemáticos (FEA) (YU W, et al., 2022). Métodos matemáticos, são vantajosos sobre o experimental pois consomem menos tempo, permitem ajustar ou alterar parâmetros para parametrização; além de fornecer resultados mais precisos (PETRIE CS e WILLIAMS JL, 2005). O FEA é frequentemente usado previamente a pesquisas laboratoriais ou clínicas, e é aplicada para avaliação biomecânica dessas estruturas (YU W, et al., 2022).

Diante do exposto este trabalho objetiva avaliar biomecanicamente o efeito do material utilizado na confecção de uma prótese implantossuportada sobre a os componentes protéticos, os implantes e o tecido ósseo em uma mandíbula atrófica, permitindo dessa forma determinar qual dos materiais analisados gera melhor distribuição de tensão para o implante e o tecido ósseo subjacente.

MÉTODOS

Esse estudo é dispensado de apreciação pelo comitê de ética em pesquisa (CEP), por se tratar de um estudo baseado em análises de modelos computacionais preexistentes, e simulações virtuais. Para realização do presente estudo, inicialmente, foi gerado um modelo virtual de mandíbula atrófica com base em medições de sistemas físicos existentes. Esse modelo pré-existente de mandíbula edêntula, foi esculpido para simular uma reabsorção severa do processo alveolar, até que a altura do remanescente ósseo na região interforaminal fosse de 10mm, a fim de caracterizá-la como atrófica(GARUTTI FCMB, et al., 2024) e posteriormente foram convertidos em formato STL (3D Systems, Rock Hill, EUA).

Nesse modelo, foram instalados virtualmente 4 implantes cônicos de hexágono externo (Conus HE – INP – São Paulo – Brasil) com 8mm de comprimento e 4.1mm de diâmetro, posicionados paralelamente entre os forames mentuais cuja plataforma dos implantes foram posicionadas ao nível ósseo.

Sobre os implantes foram instalados 4 minipilares (INP – São Paulo – Brasil), esse conjunto composto por mandíbula, implantes e minipilares, foi duplicado com objetivo de gerar dois modelos geometricamente idênticos. Sobre cada um dos modelos idênticos foram confeccionadas virtualmente dois tipos de próteses totais aparafusadas (**Figura 1**) geometricamente idênticas. A única diferença existente entre as próteses, deve-se a caracterização do material utilizado na sua composição, sendo uma metaloplástica e a outra em zircônia.

O modelo metaloplástico (MPm) foi confeccionado com uma infraestrutura em níquel-cromo, com recobrimento e dentes em resina acrílica, enquanto o modelo em zircônia (ZIm) foi confeccionado em uma única estrutura protética (infraestrutura, recobrimento e dentes em corpo único) em zircônia monolítica. A modelagem dos dentes foi realizada através de um banco de dados preexistente (AMORIM VASCO MA, et al., 2016)

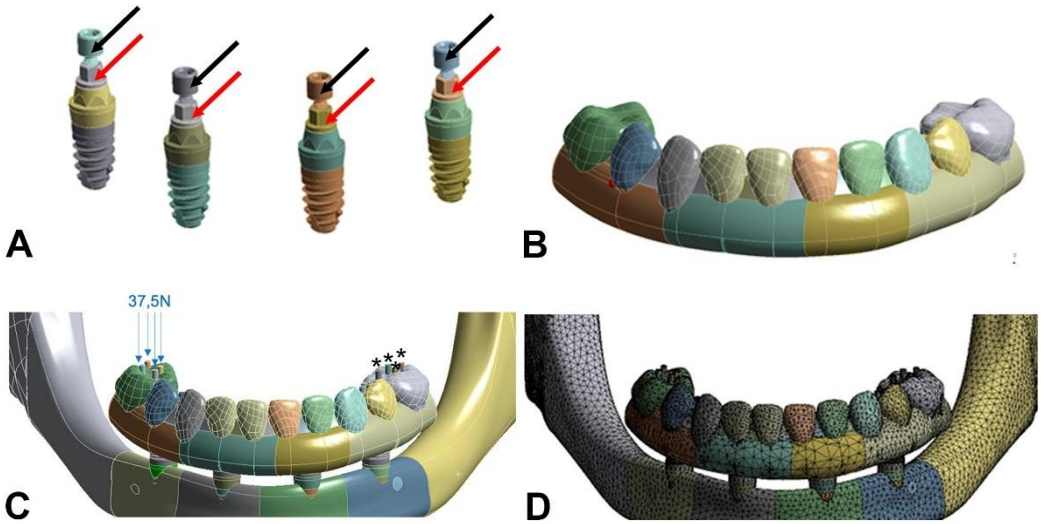
Dois parafusos foram utilizados como elementos de retenção, parafuso de retenção da prótese (SRP – Screwretaining prothesis) e o parafuso de retenção do minipilar (SRA – Screwretaining Abutman) (**Figura 1**).

Os acessos aos parafusos protéticos dos dois modelos foram preenchidos com resina composta (FiltekSupreme, 3M do Brasil, Sumaré, São Paulo).

Os implantes, mini-pilares e parafusos foram caracterizados em titânio, e as propriedades mecânicas do osso cortical e trabecular e demais materiais utilizados são apresentados na **Tabela 1**.

Um estudo de sensibilidade da malha foi realizado para confirmar sua eficácia. O tamanho do elemento, fator de crescimento do elemento, existência ou ausência de nós médios, entre outras opções possíveis, foram definidos de acordo com a característica física do volume da malha utilizada. Buscou-se obter uma malha homogênea; o tamanho máximo do elemento foi de 0,8 mm, o que permitiu uma melhor transferência de energia mecânica entre os corpos. Foi criada uma topologia virtual para minimizar problemas em pontos de concentração de tensões em algumas áreas, melhorando a distribuição dos elementos. No elemento de contato, foi garantida a osseointegração completa do implante ao osso, sendo essa interface caracterizada como bonded, garantindo a ausência de movimento relativo entre o implante e a mandíbula.

Figura 1 - Design final dos modelos utilizados.



Legenda: A) Modelo de implantes, componentes protéticos e parafusos SRA (seta vermelha) e SRP (seta preta). B) Desenho final da superfície das próteses. C) Modelo final composto por implantes, componentes protéticos, prótese, mandíbula reabsorvida e aplicadores de carga (*). D) Malha de elementos finitos gerada no modelo.
Fonte: Caetano RS, et al., 2026.

Tabela 1 - Propriedades mecânicas dos materiais utilizados.

Material	Módulode elasticidade GPa	Coefficient de Poison
Titânio(GRECO GD, et al., 2009)	103	0,35
Osso Cortical (GRECO GD, et al., 2009)	13,7	0,3
Osso trabecular(GRECO GD, et al., 2009)	1,37	0,3
Liga de níquel-cromo(GRECO GD, et al., 2009)	188	0,28
Resina acrílica (GRECO GD, et al., 2009)	2,7	0,35
Resina composta (GRECO GD, et al., 2009)	12,13	0,46
Zircônia(TOPCU ERSÖZ MB e MUMCU E, 2022)	210	0,3

Fonte: Caetano RS, et al., 2026.

Foram gerados 345.204 elementos e 608.891 nós para ambos os modelos (**Figura 1**). O método PCG (preconditioned conjugate gradiente) foi aplicado para resolver equações, uma vez que os modelos apresentaram mais de 50.000 elementos(LEHMANN RB, et al., 2004).

As simulações de aplicação de carga virtual no modelo de elementos finitos foram realizadas utilizando o software ANSYS versão 14 (NASDAQ, ANSS), em ambiente de bancada. Os materiais foram considerados homogêneos, isotrópicos e linearmente elásticos (hipóteses simplificadoras)(GARUTTI FCMB, et al., 2024). A restrição de movimento, foi aplicada a parte posterior e uma área inferior do osso cortical basal.

A prótese foi carregada com força de 150N por dente posterior (um molar e um pré-molar de cada lado), divididas em 4 aplicadores de carga,(GARUTTI FCMB, et al., 2024)(**Figura 1**) recebendo cada m deles uma força de 37,5N, totalizando 600N de força total no modelo(DESAI SR, et al., 2023).

Uma vez simulado o problema, procedeu-se as análises de forma qualitativa, através de gradiente de cores, onde foi apresentada a distribuição de tensões por componente modelado (volumes independentes), permitindo a análise de cada elemento que compõe o modelo de forma isolada.

Também foi realizada a análise quantitativa, comparando os valores máximos obtidos por componente e com o limite de escoamento de cada material envolvido na simulação. A teoria de von Mises foi utilizada para tensões equivalentes (materiais dúcteis, titânio e liga de níquel-cromo) e o critério de tensão principal (materiais frágeis, como o osso e resinas). Para a análise das tensões principais foi considerado o valor mínimo negativo por se tratar de uma compressão.

RESULTADOS

Os valores máximos de von Mises e mínimos de tensão principal obtidos nos dois modelos são apresentados na **Tabela 2**. Foram observados diferentes comportamentos biomecânicos entre os modelos. As maiores tensões de von Mises, foram identificadas no MPm, para o implante, mini pilar SRP e SRA (**Tabela 2**). No implante a tensão observada foi de 295,8 MPa no MPm, enquanto no ZIm foi de 195,44 MPa (**Figura 2**). As tensões de von Mises de todo ZIm foram inferiores às do MPm. O MPm apresenta ainda maior tensão de compressão no osso cortical (valores negativos), enquanto o ZIm no osso medular (**Tabela 2**).

As maiores tensões de von Mises (pontuais) estão localizados nos implantes distais em ambos os modelos (**Figura 2**); enquanto nos implantes anteriores, observou-se tensões dissipadas, especialmente no ZIm. Essas tensões foram observadas especialmente nas interfaces protéticas hexagonais, em ambos os modelos, porém maiores no MPm. Mesmo as cargas sendo aplicadas na região de pré-molares e molares, foi observada a dissipação de tensões nos implantes anteriores, principalmente no ZIm

O sistema de retenção protético, formado pelos miniplares, SRP e SRA, também apresentaram maiores tensões equivalentes de Von Mises, localizada nos minipilares e parafusos distais, e podem ser observados nas **Figuras 3**, **4** e **5**, enquanto valores máximos dessas tensões, podem ser observados na **Tabela 2**.

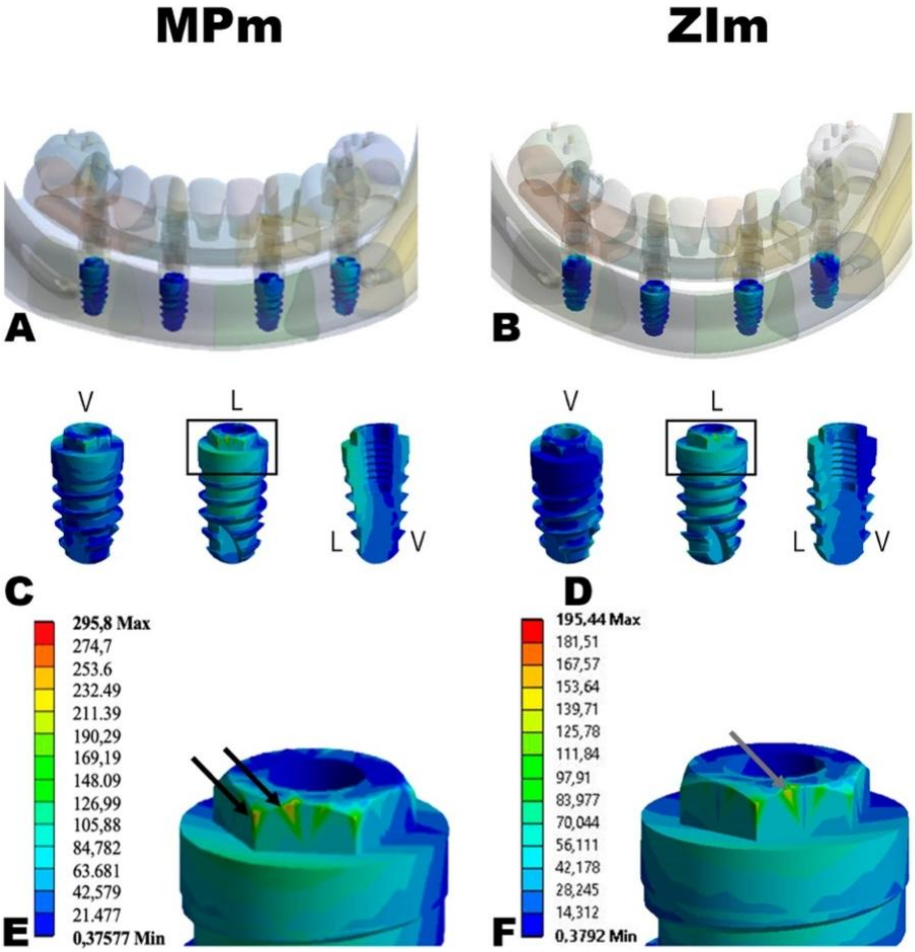
Tabela 2 - Valores máximos das tensões de von Mises e mínima e máxima tensão principal encontrados nos modelos experimentais

	Máxima tensão de von Mises (MPa)				**Mínimatensãoprincial (MPa)**		**Máxima tensão principal (MPa)**	
	Implante	Mini Pilar	SRP	SRA	Osso cortical	Osso trabecular	Osso cortical	Osso trabeclar
MPm	295,8	178,79	116,45	278,82	-32,562	-3,7001	36,985	12,595
ZIm	195,44	124,52	81,481	94,407	-26,849	-5,5911	27,995	9,987

Fonte: Caetano, et al., 2026.

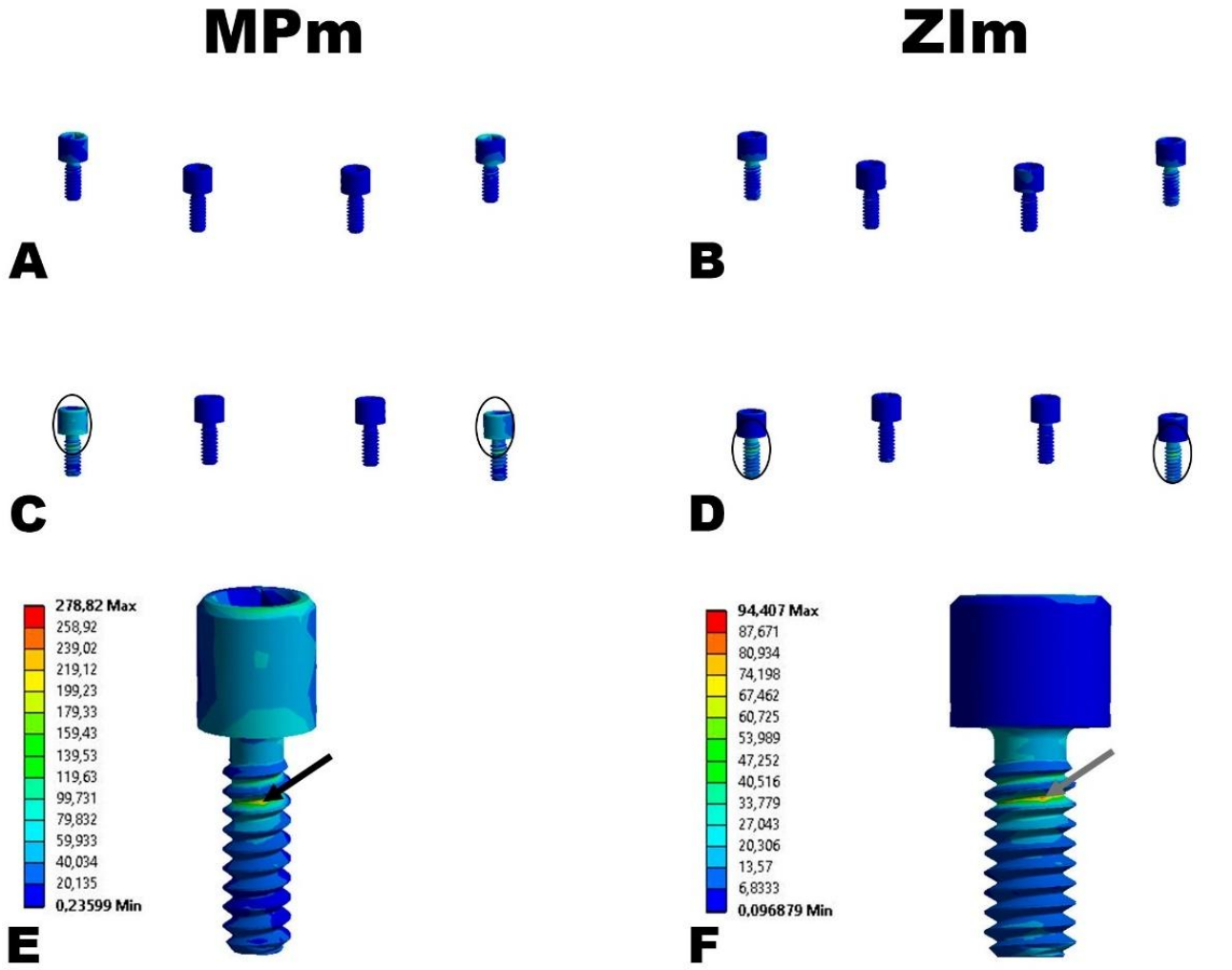
A avaliação da tensão principal, relacionada ao tecido ósseo, demonstraram valores semelhantes entre os MPm e o ZIm (**Tabela 2**), porém observa-se no osso cortical menores tensões de compressão (valores negativos – **Tabela 2**), quando comparado ao osso medular, também no implante distal; por outro lado as maiores tensões de tração (valores positivos – **Tabela 2**), foi observada na cortical de ambos os modelos, principalmente na região anterior, mas no ZIm apresentando maior incidência (**Figura 6**).

Figura 2 - Resultado das tensões equivalentes de Von Mises sobre os implantes.



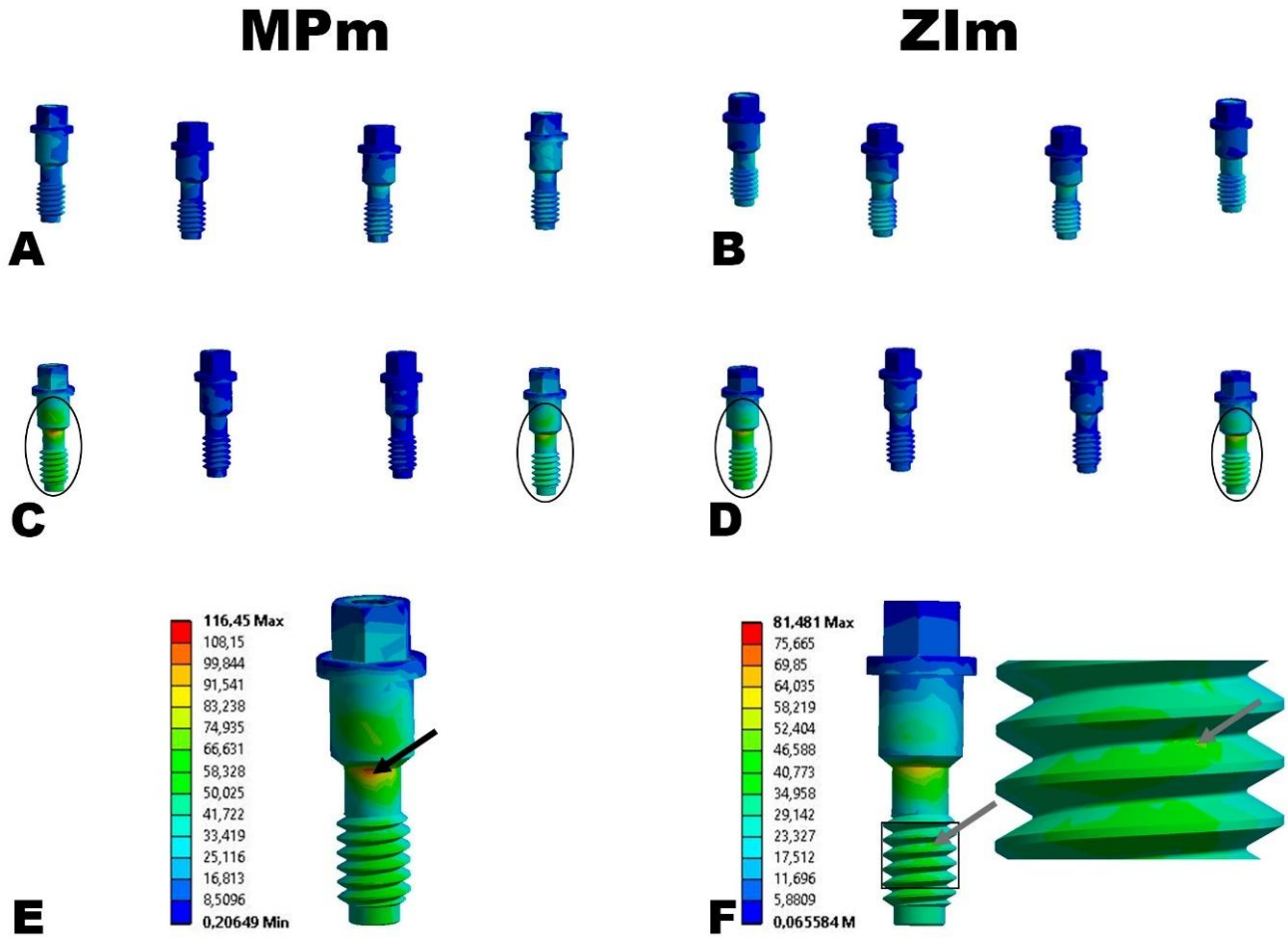
Legenda: A) Aspecto geral dos implantes do MPm. B) Aspecto geral dos implantes do ZIm. C) Vista aproximada da análise de Von Mises do implante distal direito do MPm. D) Vista aproximada da análise de Von Mises do implante distal esquerdo. E) Escala (MPa) do MPm e ampliação da área retangular indicada em C, demonstrando os pontos de maior tensão equivalente de Von Mises no MPm (setas pretas). F) Escala (MPa) do ZIm e ampliação da área retangular indicada em D, demonstrando o ponto de maior tensão equivalente de Von Mises no ZIm (Seta vermelha). Legenda: V: Vestibular; L: Lingual
Fonte: Caetano, et al., 2026.

Figura 3 - Tensões equivalentes de Von Mises sobre os SRP.



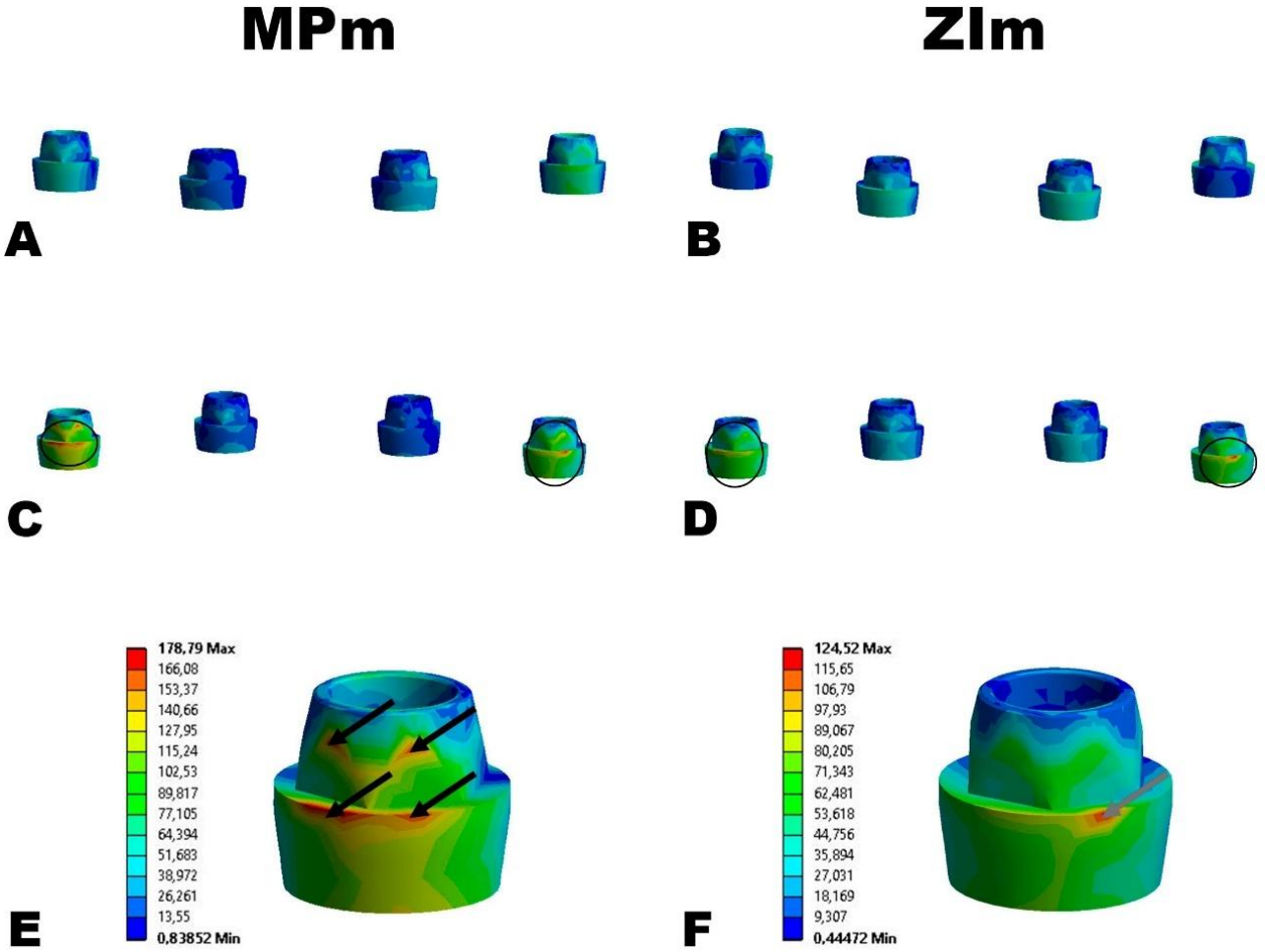
Legenda: A) Vista anterior dos SRP do modelo MPm. B) Vista anterior dos SRP do modelo ZIm. C) Vista posterior dos SRP do modelo MPm, observar as áreas de maiores tensões na face posterior dos parafusos distais (elipses). D) Vista posterior dos SRP do modelo ZIm, observar as áreas de maiores tensões na face posterior dos parafusos distais (elipses). E) Escala (MPa) dos modelos MPm e ampliação do parafuso distal esquerdo, demonstrando o ponto de maior tensão equivalente de von Mises (seta preta). F) Escala (MPa) dos modelos ZIm e ampliação do parafuso distal direito, ilustrando o ponto de maior tensão equivalente de von Mises (seta cinza).
Fonte: Caetano RS, et al., 2026.

Figura 4 - Tensões equivalentes de Von Mises sobre os SRA.



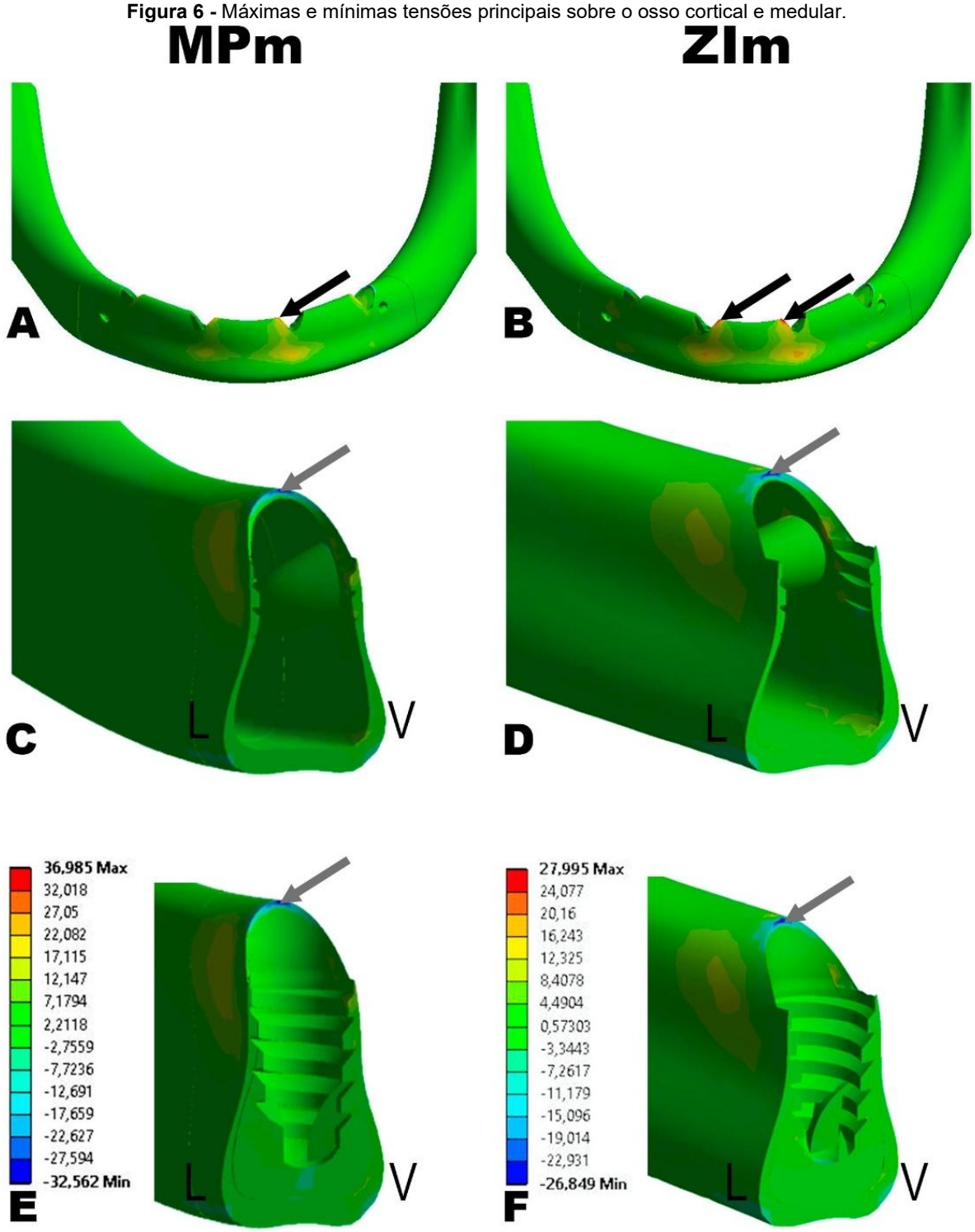
Legenda: A) Vista anterior dos SRA do modelo MPm. B) Vista anterior dos SRA do modelo ZIm. C) Vista posterior dos SRA do modelo MPm, observar as áreas de maiores tensões na face posterior dos parafusos distais (elipses). D) Vista posterior dos SRA do modelo ZIm, observar as áreas de maiores tensões na face posterior dos parafusos distais (elipses). E) Escala (MPA) dos modelos MPm e ampliação do parafuso distal esquerdo, demonstrando o ponto de maior tensão equivalente de von Mises (seta preta). F) Escala (MPa) dos modelos ZIm e ampliação do parafuso distal direito, ilustrando o ponto de maior tensão equivalente de von Mises (seta cinza); o quadrado indica a área ampliada a direita.
Fonte: Caetano RS, et al., 2026.

Figura 5 - Tensões equivalentes de Von Mises sobre os pilares protéticos.



Legenda: A) Vista anterior dos pilares do modelo MPm. B) Vista anterior dos pilares do modelo ZIm. C) Vista posterior dos pilares do modelo MPm, observar as áreas de maiores tensões na face posterior dos parafusos distais (elipses). D) Vista posterior dos pilares do modelo ZIm, observar as áreas de maiores tensões na face posterior dos parafusos distais (elipses). E) Escala (MPa) dos modelos MPm e ampliação do pilar distal esquerdo, demonstrando o ponto de maior tensão equivalente de von Mises (seta preta). F) Escala (MPa) dos modelos ZIm e ampliação do pilar distal direito, ilustrando o ponto de maior tensão equivalente de von Mises (seta cinza).
Fonte: Caetano RS, et al., 2026.

Figura 6 - Máximas e mínimas tensões principais sobre o osso cortical e medular.



Legenda: A) Vista anterior do doMPm, observar as áreas de máxima tensão principal do modelo (seta preta). B) Vista anterior do ZIm, observar as áreas de máxima tensão principal do modelo (seta preta). C) Osso cortical adjacente ao implante distal esquerdo (corte no sentido vestíbulo-lingual) do MPm, observar a área de mínima tensão principal do modelo (seta cinza). D) Osso cortical adjacente ao implante distal esquerdo (corte no sentido vestíbulo-lingual) do ZIm, observar a área de mínima tensão principal do modelo (seta cinza). E) Escala (MPa) e osso córtico medular adjacente ao implante distal esquerdo (corte no sentido vestíbulo-lingual) do MPm, observar a área de mínima tensão principal do modelo (seta ciza). F) Escala (MPa) e osso córtico medular adjacente ao implante distal esquerdo (corte no sentido vestíbulo-lingual) do ZIm, observar a área de mínima tensão principal do modelo (seta cinza). Legenda: V: Vestibular; L: Lingual.
Fonte: Caetano RS, et al., 2026.

DISCUSSÃO

O estudo teve como objetivo avaliar o comportamento biomecânico de dois modelos de estudo que se diferenciam entre si apenas pelo material de confecção de uma prótese total implantossuportada, pela técnica de elementos finitos, sendo avaliadas as tensões equivalentes de Von Mises nos implantes e seus componentes, e as tensões principais no osso cortical e trabecular. Os dois materiais utilizados apresentaram resultados diferentes em termos das tensões geradas. A intensidade e distribuição da tensão resultante variaram dependendo do material de cobertura da prótese.

A Alta densidade de elementos na malha, nas áreas de avaliação, melhora a precisão dos dados, o que justifica uma alta quantidade de elementos e nós que compuseram a malha desse estudo; além disso, semelhante a estudos prévios utilizando-se a metodologia de elementos finitos, assume-se que todas as estruturas modeladas e simuladas estão em contato constante umas com as outras (essa limitação deve ser considerada na interpretação dos resultados, uma vez que clinicamente o contato completo entre o osso e o implante, não é alcançado); e que os resultados obtidos no ambiente virtual podem fornecer dados importantes sobre a distribuição de tensões e auxiliar no planejamento da reabilitação dentária com implantes(DESAI SR, et al., 2023; TRIBST JPM, et al., 2022; BENEVIDES F, et al., 2020; PEIXOTO HE, et al., 2017; FERREIRA MB, et al., 2014; FAZI G, et al., 2011; NAINI RB, et al., 2011).

O ciclo mastigatório é dinâmico e são consideradas cargas verticais e oblíquas, que dependendo da intensidade podem prejudicar o implante (BENEVIDES F, et al., 2020). Vale ressaltar que os resultados apresentados neste estudo se referem a tensão gerada pela aplicação de uma carga vertical de 150 N na região oclusal de cada dente (pré-molares e molares), fato que clinicamente também não ocorre. Assim estudos que considerem a incidência de cargas oblíquas é necessário para conjugar os resultados, permitindo uma melhor avaliação da biomecânica desses modelos.

Não existe na literatura um consenso que define com precisão o conceito de implantes curtos, porém aceita-se que o uso de implantes com comprimento menor que 10mm, são considerados curtos TELLEMAN G, et al., 2011), são alternativas viáveis para reabilitação de maxilares atróficos(MELO J, et al., 2022). Nesse estudo essa categoria de implante mostrou-se biomecanicamente eficaz na reabilitação de mandíbulas severamente atrofiadas, quando ancorados somente na cortical cervical da mandíbula.

A distribuição de tensões de quatro diferentes materiais de revestimento de próteses implanto-suportadas para reabilitação mandibular demonstrou que as próteses confeccionadas em resina acrílica com infraestrutura de níquel cromo, apresentaram maiores tensões(FERREIRA MB, et al., 2014), fato suportado pelos resultados desse estudo que demonstraram os maiores valores de von Mises encontrados no MPm.

Considerando a avaliação das cargas em cada um dos implantes testados em modelos semelhantes ao desse estudo, tem se observado que o implante distal é mais propenso a tensões negativas quando o carregamento de forças oclusais ocorre na região posterior da prótese(DE MEDEIROS RA, et al., 2019; BHERING CLB, et al., 2016), o que vem sendo comprovado por métodos diferentes de estudo, entre eles a análise fotoelástica (ÇALIŞKAN A e YÖNDEM İ, 2019; PELLIZZER EP, et al., 2015). Em nossos resultados, as maiores tensões negativas foram observadas nos implantes distais nos modelos MPm e ZIm, achado que confirma resultados prévios, com metodologias semelhantes(TOPCU ERSÖZ MB e MUMCU E, 2022; FERREIRA MB, et al., 2014; BAGGI L, et al., 2008).

Esse padrão de distribuição biomecânica, pode ocorrer pela resultante das forças aplicadas nas extremidades da estrutura, que geram um efeito de alavancas distais alterando completamente o perfil de distribuição de tensões. Este mesmo efeito justifica ainda áreas de tensão de tração nos implantes mesiais, sendo mais evidente no ZIm. Metodologicamente, esses dados contrastam com estudos prévios, onde foram utilizadas cargas pontuais, sendo que nesta pesquisa as cargas foram aplicadas em ambas as extremidades da prótese simultaneamente(OYAR P, et al., 2021; PEIXOTO HE, et al., 2017; NAINI RB, et al., 2011; TAKAHASHI T, et al., 2010). Em modelos submetidos a cargas pontuais posterior unilateral, o implante posterior é onde se observa maior tensão de Von Mises(OYAR P, et al., 2021; PEIXOTO HE, et al., 2017; NAINI RB, et al., 2011; TAKAHASHI T, et al., 2010).

A melhor distribuição de tensões na interface implante-osso cortical, observadas nesse estudo, tem sido relatada(FERREIRA MB, et al., 2014; NAINI RB, et al., 2011). Acredita-se que o maior módulo de elasticidade da zircônia confere-lhe alta resistência, o que permite otimizar a distribuição de carga nesta estrutura protética (AMORIM VASCO MA, et al., 2016).

À medida que o projeto e a fabricação auxiliados por computador avançam, a zircônia é utilizada com mais frequência em armações devido à sua biocompatibilidade, resistência, estética e precisão. A utilização de materiais rígidos para a estrutura protética de um sistema implantossuportado ajuda na prevenção de falhas (DESAI SR, et al., 2023; TOPCU ERSÖZ MB e MUMCU E, 2022; TRIBST JPM, et al., 2022), justamente pela diferença no módulo de elasticidade.

Os dados obtidos, confirmam que o modelo que possui superfície em resina acrílica e barra de níquel-cromo transfere mais estresse ao tecido ósseo quando comparado à zircônia, além de apresentar melhor comportamento biomecânico.

Das duas estruturas avaliadas, a zircônia apresentou a melhor distribuição de tensões na interface implante-osso cortical, o que corrobora outros estudos (NAINI RB, et al., 2011). Em contraste com esses achados, o material da estrutura não desempenhou um papel significativo na redução do estresse na interface osso-implante(HORITA S, et al., 2017).O maior módulo de elasticidade da zircônia confere-lhe alta resistência, o que permite otimizar a distribuição de carga nesta estrutura protética.

Cargas elevadas resultam em perda óssea fisiológica e início de reabsorção óssea na interface osso-implante (BAGGI L, et al., 2008). Os valores máximos de tensão principal maléficos ao osso cortical, variam de 100 a 190, enquanto para o osso medular, os valores máximos de tensão principal acima de 5 MPa geram sobrecarga no osso trabecular (TAKAHASHI T, et al., 2010; BAGGI L, et al., 2008).

O valor crítico para tensão negativa máxima na área óssea, submetido a cargas verticais em modelo ZIm é 5,59 MPa em osso trabecular, os demais valores das tensões compressivas no osso estavam dentro dos limites fisiológicos(BAGGI L, et al., 2008). Esse achado é menos significativo quando comparado a investigação dos efeitos da carga vertical na estrutura da prótese (DESAI SR, et al., 2023)

Trações no tecido ósseo foram observadas em ambos os modelos. O ZIm difere porque a tensão foi de até 36,985 MPa no osso cortical na região cervical dos implantes anteriores e na placa óssea vestibular. Isso indica, que as propriedades inerentes ao osso cortical, que possui maior módulo de elasticidade em comparação ao osso medular, o tornam suscetível a cargas mais elevadas(SIRANDONI D, et al., 2019; PEIXOTO HE, et al., 2017).

CONCLUSÃO

Com base nos resultados obtidos e considerando as limitações do método utilizado, pode-se concluir que: o material da estrutura protética influencia a distribuição de tensão nos implantes e seus componentes; nenhum dos modelos apresentou tensão compressiva no osso ao redor dos implantes que pudesse promover sobrecarga óssea sob carga vertical; o ZIm mostrou-se biomecanicamente uma boa alternativa para confecção de próteses para reabilitação de mandíbulas atróficas.

REFERÊNCIAS

1. ALVAREZ-ARENAL A, et al. Should oral implants be splinted in a mandibular implant-supported fixed complete denture? A 3-dimensional-model finite element analysis, The Journal of Prosthetic Dentistry, 2014; 112(3).
2. AMORIM VASCO MA, et al. Utilização de tomografias computadorizadas de baixa resolução para construção de modelos geométricos detalhados de mandíbulas com e sem dentes, Revista Internacional de Métodos Numéricos para Cálculo y Diseño en Ingeniería, 2016; 32(1).
3. BAGGI L, et al. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: A three-dimensional finite element analysis, The Journal of Prosthetic Dentistry, 2008; 100(6).

4. BENEVIDES F, et al. Stress evaluation of different implant lengths on atrophic edentulous mandibles with fixed full-arch implant-supported prosthesis: a finite element analysis, Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, 2020; 24(4).
5. BHERING CLB, et al. Comparison between all-on-four and all-on-six treatment concepts and framework material on stress distribution in atrophic maxilla: A prototyping guided 3D-FEA study, Materials Science and Engineering C, 2016; 69.
6. BRÅNEMARK PI, et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period, Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery, 1977; 16(S).
7. ÇALIŞKAN A, YÖNDEM İ. Stress Analysis of Fixed Dental Prostheses Produced With Different Materials According To The All-On-Four Concept, Journal of Biotechnology and Strategic Health Research, 2019; 3(3).
8. CHRCANOVIC BR, et al. Morphological variation in dentate and edentulous human mandibles. Surgical and Radiologic Anatomy: SRA, 2011; 33(3).
9. DE MEDEIROS RA, et al. Stress distribution in fixed mandibular prostheses fabricated by CAD/CAM and conventional techniques: Photoelastic and strain gauge analyses, Journal of Clinical and Experimental Dentistry, 2019; 11(9).
10. DERYABIN G, GRYBAUSKAS S. Dental implant placement with inferior alveolar nerve repositioning in severely resorbed mandibles: a retrospective multicenter study of implant success and survival rates, and lower lip sensory disturbances, International Journal of Implant Dentistry, 2021; 7(1).
11. DESAI SR, et al. Three-Dimensional FEA Analysis of the Stress Distribution on Titanium and Graphene Frameworks Supported by 3 or 6-Implant Models, Biomimetics, 2023; 8(15).
12. FAZI G, et al. Three-dimensional finite element analysis of different implant configurations for a mandibular fixed prosthesis, The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2011; 26(4).
13. FERREIRA MB, et al. The role of superstructure material on the stress distribution in mandibular full-arch implant-supported fixed dentures. A CT-based 3D-FEA, Materials Science and Engineering C, 2014; 35(1).
14. GAO J, et al. The effect of mandibular flexure on the design of implant-supported fixed restorations of different facial types under two loading conditions by three-dimensional finite element analysis, Frontiers in Bioengineering and Biotechnology, 2022; 10.
15. GARUTTI FCMB, et al. Analysis of the atrophic mandible rehabilitated with fixed total prosthesis on mono or bicortical implants, Brazilian Dental Journal, 2024; 35.
16. GRECO GD, et al. Biomechanical analysis of the stresses generated by different disoclusion patterns in an implant-supported mandibular complete denture, Journal of Applied Oral Science, 2009; 17(5).
17. GUIDA L, et al. Short versus longer implants in sites without the need for bone augmentation: A systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials, Materials, 2022; 15(9).
18. GUIDA L, et al. 6 mm short versus 11 mm long inter-foraminal implants in the full-arch rehabilitation of edentulous non-atrophic mandibles: 5-year results from a multicenter randomized controlled trial, Clinical Oral Implants Research, 2023; 34(2).
19. HORITA S, et al. Biomechanical analysis of immediately loaded implants according to the “All-on-Four” concept, Journal of Prosthodontic Research, 2017; 61(2).
20. JENSEN OE, NOCK D. Inferior alveolar nerve repositioning in conjunction with placement of osseointegrated implants: A case report, Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, 1987; 63(3).
21. KARAAGAÇLIOGLU L, OZKAN P. Changes in mandibular ridge height in relation to aging and length of edentulism period, The International Journal of Prosthodontics, 1994; 7(4).
22. LEE KS, et al. Comparative evaluation of a four-implant-supported polyetherketoneketone framework prosthesis: A three-dimensional finite element analysis based on cone beam computed tomography and computer-aided design, The International Journal of Prosthodontics, 2017; 30(6).
23. LEHMANN RB, et al. Influência da geometria da prótese na distribuição de tensões em implantes dentários, Revista Brasileira de Implantodontia, 2004; 3(16).
24. MADSEN MJ, et al. Management of atrophic mandible fractures, Oral and Maxillofacial Surgery Clinics of North America, 2009; 21(2).
25. MALÓ P, et al. “All-on-Four” immediate-function concept with Brånemark System® implants for completely edentulous mandibles: A retrospective clinical study, Clinical Implant Dentistry and Related Research, 2003; 5(s1).
26. MELO J, et al. Evaluation of stress and fatigue on different implant lengths in the rehabilitation of atrophic mandibles with full-arch fixed prosthesis using finite element method, The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2022; 37(5).
27. NAINI RB, et al. Tilted or parallel implant placement in the completely edentulous mandible? A three-dimensional finite element analysis, The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2011; 26(4).

28. OYAR P, et al. The effect of the design of a mandibular implant-supported zirconia prosthesis on stress distribution, The Journal of Prosthetic Dentistry, 2021; 125(3).
29. PEIXOTO HE, et al. Rehabilitation of the atrophic mandible with short implants in different positions: A finite elements study, Materials Science and Engineering C, 2017; 80.
30. PELLIZZER EP, et al. Analysis of the biomechanical behavior of short implants: The photo-elasticity method, Materials Science and Engineering C, 2015; 55.
31. PETRIE CS, WILLIAMS JL. Comparative evaluation of implant designs: influence of diameter, length, and taper on strains in the alveolar crest, Clinical Oral Implants Research, 2005; 16(4).
32. POLO WCK, et al. Posterior mandibular alveolar distraction osteogenesis utilizing an extraosseous distractor: A prospective study, Journal of Periodontology, 2005; 76(9).
33. POOVARODOM P, et al. Effect of implant placement depth on bone remodeling on implant-supported single zirconia abutment crown: A 3D finite element study, Journal of Prosthodontic Research, 2023; 67(2).
34. SIRANDONI D, et al. Effect of different framework materials in implant-supported fixed mandibular prostheses: A finite element analysis, The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 2019; 34(6).
35. TAKAHASHI T, et al. Influence of number and inclination angle of implants on stress distribution in mandibular cortical bone with All-on-4 concept, Journal of Prosthodontic Research, 2010; 54(4).
36. TELLEMAN G, et al. A systematic review of the prognosis of short (<10 mm) dental implants placed in the partially edentulous patient, Journal of Clinical Periodontology, 2011; 38(7).
37. TOPCU ERSÖZ MB, MUMCU E. Biomechanical investigation of maxillary implant-supported full-arch prostheses produced with different framework materials: a finite elements study, The Journal of Advanced Prosthodontics, 2022; 14(6).
38. TRIBST JPM, et al. Influence of framework material and posterior implant angulation in full-arch All-on-4 implant-supported prosthesis stress concentration, Dentistry Journal, 2022; 10(1).
39. YU W, et al. Biomechanical analysis of inclined and cantilever design with different implant framework materials in mandibular complete-arch implant restorations, The Journal of Prosthetic Dentistry, 2022; 127(5).