



ISSN 2674-8169



Latindex



DOI



Análise das tensões axiais e oblíquas no osso periimplantar utilizando diferentes tipos de abutment em implantes cone morse: estudo por elementos finitos

Eduardo D Avila Pedrini ¹, Jullyana Mayara Preizner Dezanetti Hermeling¹, Túlio Del Conte Valcanaia¹, Artur Jorge Crispim¹, Pedro Paulo Feltrin², Artemio Luiz Zanetti², Dante Del Vale Valcanaia¹



<https://doi.org/10.36557/2674-8169.2026v8n3p1259-1278>

Artigo recebido em 19 de Fevereiro e publicado em 19 de Março de 2026

ARTIGO ORIGINAL

RESUMO

Os implantes dentários representam uma alternativa previsível e segura para a reabilitação de pacientes com perda dentária. Fatores como comprimento e diâmetro dos implantes, bem como o tipo de conexão protética e o desenho do *abutment*, podem influenciar diretamente na distribuição das tensões ao osso periimplantar e aos componentes protéticos, impactando no sucesso biomecânico das reabilitações implantossuportadas. O objetivo deste estudo foi avaliar a distribuição de tensões no osso periimplantar em prótese parcial fixa implantossuportada com conexão Cone Morse, comparando dois tipos de *abutment*: mini *abutment* cônico de corpo único (MA) e *abutment* cônico de duas peças com index hexagonal (AC), por meio do método de elementos finitos. Foram desenvolvidos modelos tridimensionais computacionais de implantes e componentes protéticos obtidos de um fabricante comercial (SIN Implantes, São Paulo, Brasil). Os modelos representaram uma prótese parcial fixa mandibular envolvendo segundo pré-molar e segundo molar inferiores, cada um suportado por um implante Cone Morse (Unitite 4,3 × 10 mm) osseointegrado e posicionado no centro das respectivas coroas. Foram avaliados dois tipos de *abutments* retos parafusados, com altura transmucosa de 1,5 mm e diâmetro de 4,3 mm. A prótese foi simulada com infraestrutura em liga de cromo-cobalto com espessura mínima de 0,3 mm e cerâmica de cobertura com espessura mínima de 0,9 mm. As tensões foram analisadas sob aplicação de cargas axiais e oblíquas. A análise quantitativa demonstrou que o modelo AC, composto por duas peças, apresentou valores de tensão aproximadamente 39% superiores aos observados no modelo MA, de corpo único. Na análise qualitativa, observou-se concentração de tensões principalmente na região cervical do osso periimplantar. Sob carga oblíqua, os picos de tensão ocorreram na mesma região observada para a carga axial.



Conclui-se que ambos os modelos apresentaram desempenho biomecânico satisfatório nas condições simuladas, contudo, o modelo MA demonstrou melhor comportamento biomecânico, apresentando menores concentrações de tensões no osso periimplantar quando comparado ao modelo AC.

Palavras-chave: Implantes Dentários; Prótese Dentária Fixada por Implante; Análise de Elementos Finitos; Biomecânica; Osseointegração.

Stress analysis of axial and oblique loads in peri-implant bone using different *abutment* types in Morse taper implants: a finite element study

ABSTRACT

Dental implants represent a predictable and safe alternative for the rehabilitation of patients with tooth loss. Factors such as implant length and diameter, as well as the type of prosthetic connection and *abutment* design, may directly influence stress distribution to the peri-implant bone and prosthetic components, impacting the biomechanical success of implant-supported rehabilitations. The aim of this study was to evaluate the stress distribution in peri-implant bone in an implant-supported fixed partial prosthesis with Morse taper connection, comparing two types of *abutments*: one-piece conical mini *abutment* (MA) and two-piece conical *abutment* with hexagonal index (AC), using the finite element method. Three-dimensional computational models of implants and prosthetic components were obtained from a commercial manufacturer (SIN Implants, São Paulo, Brazil). The models represented a mandibular fixed partial prosthesis involving the second premolar and second molar, each supported by an osseointegrated Morse taper implant (Unitite 4.3 × 10 mm) positioned at the center of the respective crowns. Two types of straight screw-retained *abutments* were evaluated, with a transmucosal height of 1.5 mm and a diameter of 4.3 mm. The prosthesis was simulated with a cobalt-chromium alloy framework with a minimum thickness of 0.3 mm and ceramic veneering with a minimum thickness of 0.9 mm. Stresses were analyzed under axial and oblique loading conditions. Quantitative analysis demonstrated that the AC model, composed of two pieces, presented stress values approximately 39% higher than those observed in the one-piece MA model. Qualitative analysis showed stress concentration mainly in the cervical region of the peri-implant bone. Under oblique loading, peak stresses occurred in the same region observed under axial loading. It can be concluded that both models showed satisfactory biomechanical performance under the simulated conditions; however, the MA model demonstrated better biomechanical behavior, presenting lower stress concentrations in the peri-implant bone compared with the AC model.

Keywords: Dental Implants; Implant-Supported Dental Prosthesis; Finite Element Analysis; Biomechanics; Osseointegration.



Análise das tensões axiais e oblíquas no osso periimplantar utilizando diferentes tipos de abutment em implantes cone morse: estudo por elementos finitos

Pedrini et. al.

Instituição afiliada – ¹ Instituto Valcaia, Paraná, Brasil; ² São Leopoldo Mandic, São Paulo, Brasil.

Autor correspondente: *Jullyana Mayara Preizner Dezanetti Hermeling*, jullyanahermeling@gmail.com

This work is licensed under a [Creative Commons Attribution 4.0 International License](https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/).



INTRODUÇÃO

Os implantes dentários têm se consolidado como uma alternativa previsível e segura para a reabilitação de pacientes com perda dentária, permitindo diferentes modalidades de próteses e variados tipos de *abutments*. Em próteses implantossuportadas submetidas a condições fisiológicas de carga, ocorre um processo natural de remodelação óssea ao redor dos implantes (Shunmugasamy et al., 2011). No entanto, forças oclusais excessivas podem estar associadas à reabsorção óssea na região periimplantar, perda da osseointegração e falhas biomecânicas, como fraturas de infraestruturas protéticas e *abutments* (Takahashi et al., 2015; Cho et al., 2016; Reddy et al., 2019).

O comprimento e o diâmetro dos implantes dentários são fatores importantes que influenciam diretamente a distribuição das forças aplicadas ao osso e aos componentes protéticos. Entretanto, a escolha dessas dimensões frequentemente é limitada por fatores anatômicos da região edêntula, como volume ósseo reduzido e proximidade com estruturas anatômicas adjacentes, incluindo raízes dentárias, parede do seio maxilar e nervo alveolar inferior (Chou et al., 2006; Shunmugasamy et al., 2011; Goonawardhana et al., 2016).

Nesse contexto, o *abutment* e o tipo de conexão protética desempenham papel fundamental não apenas no sucesso das próteses implantossuportadas, mas também na manutenção do osso periimplantar, uma vez que influenciam diretamente na distribuição das tensões para os tecidos de suporte (Baggi et al., 2008; Shunmugasamy et al., 2011; Hajimiragha et al., 2014; Takahashi et al., 2015; Cho et al., 2016; Medeiros et al., 2016; Cho et al., 2018).

Entre os diferentes tipos de conexões protéticas disponíveis, a conexão Cone Morse tem sido amplamente utilizada devido à elevada estabilidade mecânica proporcionada pela retenção friccional da interface cônica entre implante e *abutment*. Essa característica promove melhor adaptação entre os componentes e pode contribuir para maior estabilidade do conjunto implante-prótese. Estudos biomecânicos recentes também demonstram que conexões cônicas apresentam menores níveis de tensão transmitidos ao osso periimplantar quando comparadas a outras conexões internas,

contribuindo para um comportamento biomecânico mais favorável do sistema implante-prótese (Patil et al., 2024).

Alguns *abutments* do tipo Cone Morse são constituídos por corpo único ou peça única (one-piece – 1P), apresentando uma conexão totalmente cônica em sua porção inferior. Nesse sistema, o *abutment* se insere diretamente no cone interno do implante, estabelecendo retenção friccional com a parede interna do implante. Esse tipo de configuração pode favorecer a dissipação das tensões ao longo da estrutura do implante, deslocando as tensões de cisalhamento para regiões mais apicais e proporcionando maior estabilidade frente a forças laterais (Hansson et al., 2003; Ricciardi Coppedê et al., 2009; Cho et al., 2018). Esses *abutments* de corpo único são frequentemente utilizados em reabilitações protéticas múltiplas (Hajimiragha et al., 2014).

Por outro lado, existem *abutments* Cone Morse constituídos por duas peças (two-piece – 2P), nos quais o corpo do *abutment* apresenta conexão cônica associada a um index hexagonal na base e a um parafuso passante (Dailey et al., 2009; Hajimiragha et al., 2014). Nesse sistema, o index atua como um stop vertical do *abutment*, limitando o atrito entre as interfaces e contribuindo para maior estabilidade do conjunto, além de reduzir o risco de deslocamento sob forças mastigatórias (Dailey et al., 2009; Cho et al., 2016). Esse design combina a fricção do encaixe cônico entre *abutment* e implante com a retenção proporcionada pelo parafuso, promovendo íntimo contato entre os componentes e maior resistência às micromovimentações (Bozkaya et al., 2004).

Diversos estudos têm investigado o comportamento biomecânico dessas diferentes configurações de *abutments*. Çerehli et al. (2004) compararam a transmissão de tensões em implantes Cone Morse com *abutments* de uma e duas peças e observaram que, embora os modelos de duas peças apresentassem maiores valores de tensão sob cargas oblíquas, a escolha entre *abutments* de uma ou duas peças não foi considerada fator decisivo na distribuição de tensões nos tecidos de suporte.

Hajimiragha et al. (2014), utilizando o método dos elementos finitos, avaliaram os efeitos de diferentes tipos de *abutments* na distribuição de tensões no osso periimplantar e observaram que, no modelo de duas peças, os valores de tensão de von Mises foram superiores aos encontrados no modelo sólido cônico. Os autores

concluíram que o tipo de *abutment* pode influenciar significativamente a distribuição de tensões na região periimplantar sob forças dinâmicas.

Anami et al. (2015) analisaram a distribuição de tensões ao redor de implantes Cone Morse com *abutments* totalmente cônicos e com index hexagonal, observando que os *abutments* totalmente cônicos apresentaram distribuição de tensões mais uniforme no osso adjacente. Cho et al. (2016) investigaram a distribuição de tensões em *abutments* cônicos e com stop vertical e verificaram padrões de distribuição semelhantes entre os modelos, embora os picos máximos de tensão tenham sido observados nos *abutments* totalmente cônicos. Posteriormente, Cho et al. (2018) compararam as tensões no conjunto implante-*abutment* e observaram que os *abutments* totalmente cônicos apresentaram melhor distribuição e menores valores de tensão quando comparados aos modelos com index hexagonal na base.

Dellanos-Lanchares et al. (2019) avaliaram a distribuição de tensões no osso periimplantar considerando diferentes configurações de próteses parciais implantossuportadas. Os autores concluíram que fatores como a configuração da infraestrutura protética, a qualidade do osso periimplantar e a direção de aplicação das forças influenciam diretamente na distribuição das cargas no sistema implante-prótese.

Estudos mais recentes têm investigado especificamente a influência do index protético em conexões Cone Morse. Zhang et al. (2022, 2023) observaram, por meio de análise de elementos finitos, que a presença de index pode aumentar a concentração de tensões na região cervical do *abutment*, potencialmente elevando o risco de complicações mecânicas no sistema implante-prótese.

Apesar dos avanços no entendimento da biomecânica das conexões Cone Morse, diferenças relacionadas ao desempenho biomecânico entre *abutments* totalmente cônicos e aqueles associados a index hexagonal ainda não estão completamente esclarecidas na literatura (Xijie et al., 2019). Além disso, existem limitações significativas para a avaliação direta das tensões em componentes protéticos por meio de estudos clínicos (Takahashi et al., 2015; Cho et al., 2018).

Nesse contexto, o Método dos Elementos Finitos (MEF) tem sido amplamente utilizado como ferramenta de análise biomecânica, permitindo a simulação de diferentes condições de carregamento e a avaliação das tensões geradas na interface

implante-*abutment* em conexões Cone Morse (Hajimiragha et al., 2014; Cho et al., 2018). Esse método possibilita reproduzir condições próximas da realidade clínica, permitindo a análise das tensões tanto em cargas mastigatórias fisiológicas quanto em situações extremas, como as associadas a parafunções (Bozkaya et al., 2004; Cicciù, 2020). Entretanto, ainda existem evidências limitadas comparando diretamente o comportamento biomecânico de *abutments* Cone Morse de corpo único e de duas peças em próteses parciais implantossuportadas.

Diante disso, o objetivo deste estudo foi avaliar, por meio do método dos elementos finitos, as tensões geradas no osso periimplantar em uma prótese parcial fixa implantossuportada com conexão Cone Morse, comparando o comportamento biomecânico de um *abutment* cônico de corpo único e de um *abutment* de duas peças com index hexagonal.

METODOLOGIA

Este estudo consistiu em uma análise biomecânica realizada por meio do Método dos Elementos Finitos (MEF), com o objetivo de avaliar a distribuição de tensões no osso periimplantar em próteses parciais fixas implantossuportadas com diferentes tipos de *abutments* em conexão Cone Morse.

Os modelos tridimensionais computacionais dos implantes e componentes protéticos foram obtidos a partir de um fabricante comercial (SIN Implantes, São Paulo, Brasil). Esses foram utilizados para representar próteses parciais fixas implantossuportadas envolvendo os elementos segundo pré-molar inferior e segundo molar inferior. Em cada elemento pilar foi posicionado um implante Cone Morse osseointegrado (Unitite, 4,3 × 10 mm), centralizado na respectiva coroa protética.

Foram avaliados dois tipos de *abutments* retos parafusados, com altura transmucosa de 1,5 mm e diâmetro de 4,3 mm, variando de acordo com o modelo analisado. A prótese foi simulada com infraestrutura em liga de cromo-cobalto, apresentando espessura mínima de 0,3 mm sobre o *abutment*, recoberta por cerâmica com espessura mínima de 0,9 mm. Estruturas foram modeladas para simular o terço oclusal dos dentes antagonistas. Nos modelos submetidos à carga axial, essas estruturas foram representadas por cilindros de porcelana feldspática com 1 mm de diâmetro,

estabelecendo três pontos de contato oclusal por dente. Para a aplicação da carga oblíqua, também foram utilizadas estruturas simuladas em porcelana feldspática, com o objetivo de padronizar a área de aplicação da carga.

Os modelos foram desenvolvidos com o objetivo de avaliar o impacto da variação do tipo de intermediário em próteses parciais fixas implantossuportadas de três elementos. Dessa forma, foram estabelecidos dois grupos experimentais:

Modelo MA: prótese parcial fixa implantossuportada utilizando mini *abutment* totalmente cônico de corpo único (1P).

Modelo AC: prótese parcial fixa implantossuportada utilizando *abutment* cônico de duas peças com index hexagonal (2P).

Todos os modelos tridimensionais foram exportados do software SolidWorks para o software de simulação por elementos finitos Ansys Workbench V19.1 (Ansys Inc., Canonsburg, PA, USA), utilizando o módulo de importação compatível com o sistema.

Após a importação dos modelos tridimensionais para o software de análise, foi realizada a discretização da geometria por meio de uma malha de elementos finitos composta por elementos tetraédricos. A malha foi refinada nas regiões de interface implante-*abutment* e implante-osso, a fim de aumentar a precisão da análise numérica. Um teste de convergência da malha foi realizado para garantir que o refinamento da malha não produzisse alterações significativas nos resultados obtidos.

Para representar adequadamente o comportamento mecânico de cada componente, os materiais foram definidos a partir de propriedades mecânicas obtidas na literatura, incluindo módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson (Tabela 1). Todas as estruturas foram consideradas isotrópicas, homogêneas e linearmente elásticas.

Tabela 1 – Propriedades mecânicas dos materiais utilizados nos modelos de elementos finitos

| Material | Módulo de Elasticidade (GPa) | Coefficiente de Poisson |
|-----------------------|------------------------------|-------------------------|
| Osso cortical | 13,7 | 0,30 |
| Osso trabecular | 1,37 | 0,30 |
| Titânio | 110 | 0,35 |
| Liga Co-Cr | 218 | 0,33 |
| Cerâmica | 82,8 | 0,35 |
| Porcelana feldspática | 68,9 | 0,28 |

Fonte: Adaptado de Bayraktar et al. (2004); Cicciù (2020).

Dois padrões de carregamento foram aplicados em cada modelo. No primeiro padrão, correspondente à carga axial, a força foi aplicada com vetor perpendicular ao plano oclusal, incidindo sobre a superfície superior da estrutura que simula os dentes antagonistas. No segundo padrão de carregamento, correspondente à carga oblíqua, foi aplicada uma força com vetor no sentido vestibulo-lingual formando um ângulo de 30° em relação ao plano oclusal. Nesse caso, a estrutura antagonista também foi utilizada para padronizar a área de aplicação da carga.

Considerando o papel do dano ósseo nos processos de remodelação, o critério de falha de Mohr-Coulomb foi adotado para avaliar o risco de dano estrutural no tecido ósseo (Taylor et al., 2007). Esse critério foi selecionado por considerar a diferença no comportamento do material frente às tensões de tração e compressão, característica importante em materiais friáveis como o osso (Bayraktar et al., 2004). Dessa forma, o modelo permite analisar simultaneamente a relação entre as tensões de tração e sua resistência máxima, bem como as tensões de compressão e sua respectiva resistência.

Para o cálculo segundo o critério de Mohr-Coulomb, foram considerados como referência os valores de limite de escoamento à tração de 82,8 MPa e limite de escoamento à compressão de 133,6 MPa, conforme descrito por Bayraktar et al. (2004). Esses valores foram baseados em propriedades do osso trabecular, uma vez que não foram identificados valores equivalentes para osso cortical dentro de um mesmo estudo. Entretanto, devido à similaridade entre os materiais, espera-se que os valores apresentem comportamento proporcional.

RESULTADOS E DISCUSSÃO

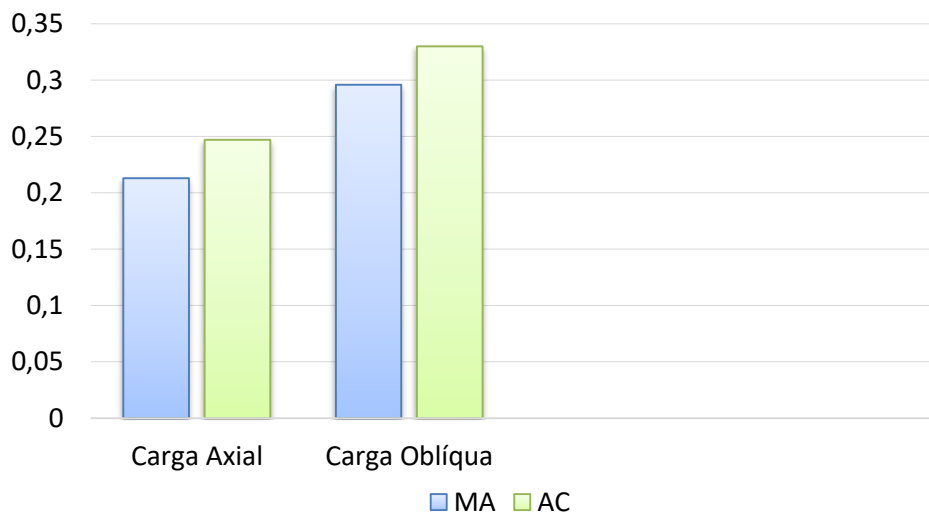
Os resultados foram registrados, avaliados e comparados graficamente e numericamente, permitindo análises qualitativas e quantitativas da distribuição de tensões no osso periimplantar. Para essa avaliação biomecânica foi adotado o critério de *Mohr-Coulomb criterion*, o qual não apresenta unidade por representar uma relação entre tensões de compressão e tração. A Tabela 2, o Gráfico 1 e as Figuras 1 e 2 demonstram os resultados obtidos para o osso periimplantar.

Tabela 2: Valores máximos de tensão no osso periimplantar segundo o critério de *Mohr-Coulomb* e respectivos percentuais em relação ao modelo controle (modelo MA – elemento 35 = 100%).

| Modelo | Carga axial – Elemento 35 | Carga axial – Elemento 37 | Carga oblíqua – Elemento 35 | Carga oblíqua – Elemento 37 |
|--------|---------------------------|---------------------------|-----------------------------|-----------------------------|
| MA | 0,213 (100%) | 0,234 (110%) | 0,247 (100%) | 0,478 (193%) |
| AC | 0,296 (139%) | 0,521 (244%) | 0,33 (133%) | 0,775 (314%) |

Fonte: Autores, 2026.

Gráfico 1: Picos dos resultados no osso periimplantar do elemento 35 segundo critério de Mohr Coulomb



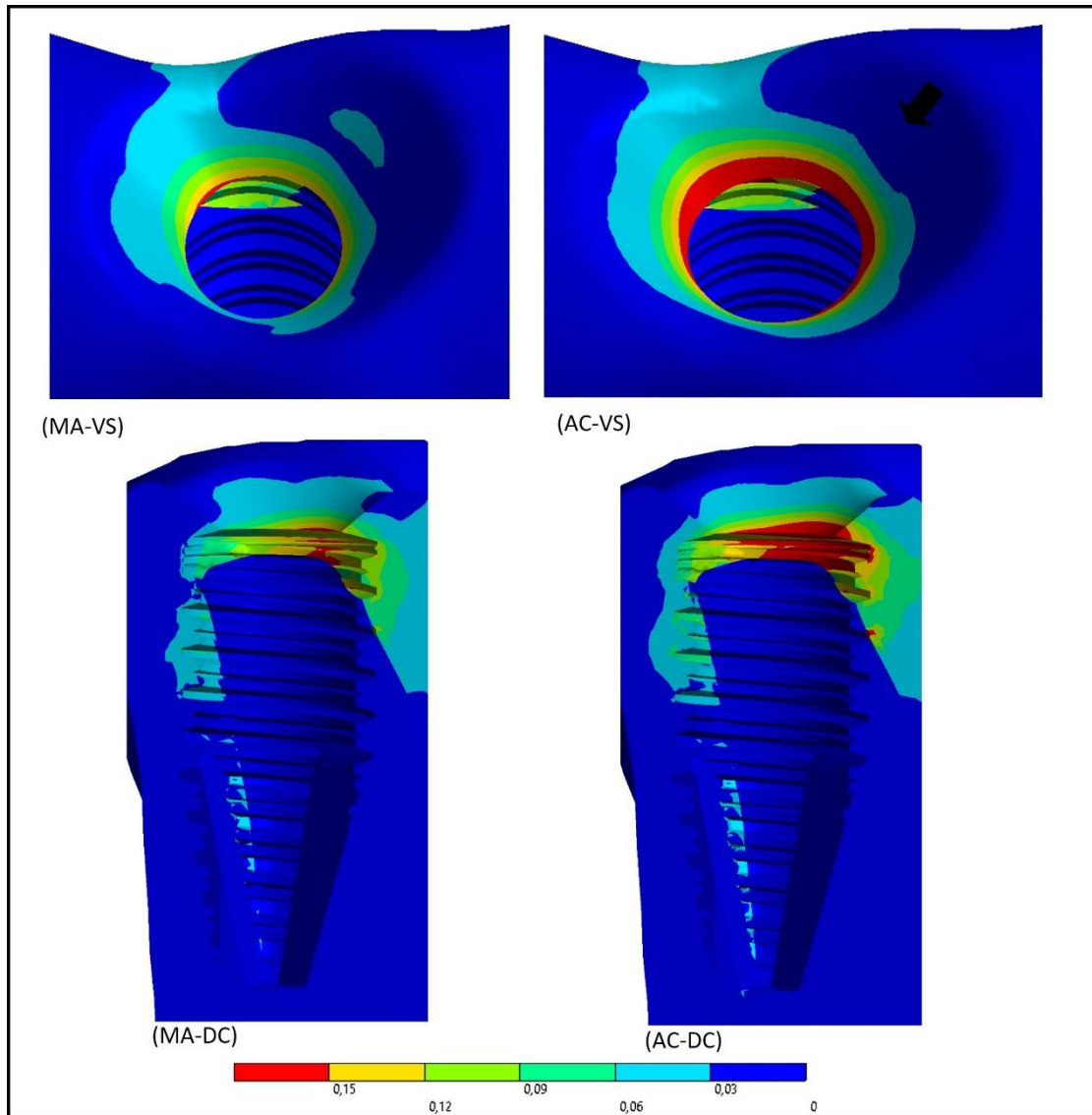


Figura 1: Vista externa e em corte da distribuição de tensões no osso periimplantar do elemento 35 sob carga axial obtida por análise tridimensional por elementos finitos. A vista VS corresponde à região vestibular superior e a vista DC à visualização distal em corte, que permite observar a região mesial do modelo.

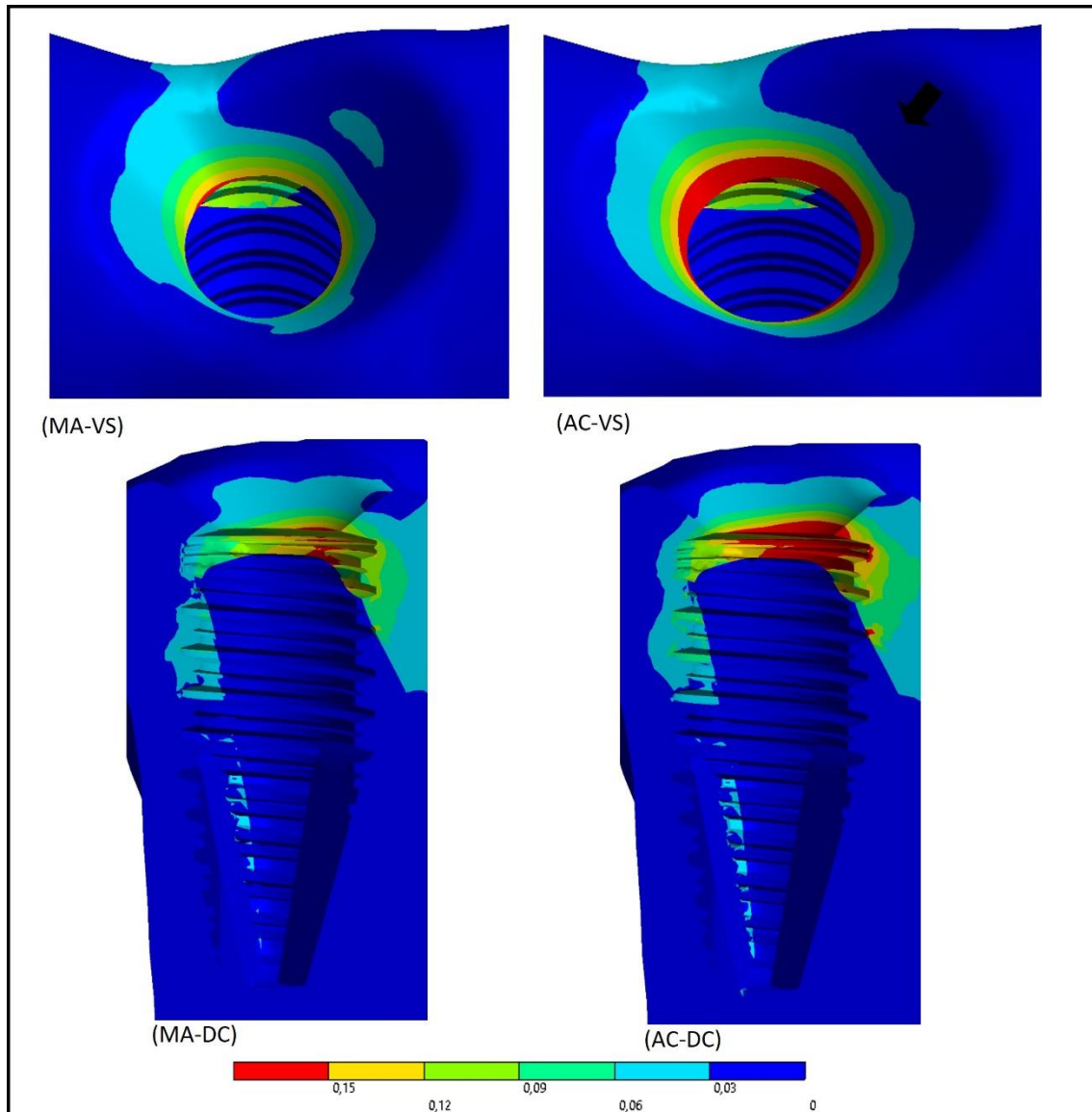


Figura 2: Vista externa e em corte da distribuição de tensões no osso periimplantar do elemento 35 sob carga oblíqua. A vista VS corresponde à região vestibular superior, enquanto a vista DC representa a visualização distal em corte. Devido ao plano de secção adotado, a vista distal permite a visualização da região mesial do modelo.

De modo geral, observou-se que a distribuição das tensões variou de acordo com o tipo de *abutment* e com a direção da carga aplicada. O *abutment* protético desempenha papel fundamental na biomecânica do sistema implante-prótese e na manutenção dos tecidos ósseos periimplantares. Diversos estudos indicam que sobrecargas mecânicas aplicadas sobre próteses, implantes e *abutments* estão entre os principais fatores associados às falhas em reabilitações implantossuportadas. Dessa forma, uma distribuição mais favorável das tensões no osso periimplantar pode contribuir para minimizar a reabsorção óssea marginal (Shunmugasamy et al., 2011; Hajimiragha et al., 2014; Cho et al., 2016; Cho et al., 2018).

O presente estudo, por meio da análise tridimensional por elementos finitos, buscou reproduzir uma situação clínica próxima da realidade, considerando variáveis como quantidade óssea disponível, localização do implante, número de implantes e altura cérvico-oclusal da prótese. A utilização do critério de *Mohr–Coulomb criterion* permitiu diferenciar as tensões de tração e compressão aplicadas ao tecido ósseo, aspecto relevante, uma vez que tensões de tração são consideradas potencialmente mais prejudiciais ao osso periimplantar quando comparadas às tensões compressivas.

Na análise quantitativa dos resultados observou-se que o modelo AC, constituído por duas peças (2P), apresentou desempenho biomecânico inferior ao modelo MA, de corpo único (1P), apresentando valores aproximadamente 39% superiores de concentração de tensões. Esse resultado sugere que o tipo de conexão implante-*abutment* exerce influência direta na dissipação das forças transmitidas ao osso periimplantar. Resultados semelhantes foram descritos em estudos experimentais e computacionais que avaliaram diferentes geometrias de conexão protética, demonstrando que determinadas configurações podem concentrar maiores tensões na região cervical do implante (Anami et al., 2015).

O modelo MA, por ser constituído por uma única peça rosqueada diretamente ao implante, apresenta comportamento biomecânico distinto. Durante a aplicação da pré-carga ocorre a intrusão das roscas do *abutment* no interior do implante, gerando tração da superfície do componente contra as paredes internas da conexão. Essa interação promove uma união mais íntima entre *abutment* e implante, fazendo com que

ambos se comportem mecanicamente como uma estrutura única. Consequentemente, as tensões tendem a ser dissipadas em regiões mais apicais do implante, reduzindo a concentração na região cervical.

Por outro lado, no modelo AC, a intrusão do parafuso nas roscas internas gera uma força compressiva da cabeça do parafuso contra o implante, o que tende a concentrar tensões na região cervical. Dessa forma, nas condições analisadas neste estudo, o modelo AC apresentou maior tendência à concentração de tensões nessa região, o que pode estar associado a maior risco de reabsorção óssea marginal. Além disso, nesse sistema a área de contato entre os componentes é menor quando comparada ao modelo MA. Esse comportamento biomecânico já foi descrito na literatura, onde conexões com menor área de contato entre os componentes apresentam maior concentração de tensões e maior risco de complicações mecânicas (Cho et al., 2018).

Na análise qualitativa observou-se que, sob aplicação de carga oblíqua, ocorreram maiores concentrações de tensões associadas ao risco de perda óssea. Os picos de tensão ocorreram predominantemente na região cervical cavo-superficial do implante, semelhante ao observado na aplicação de carga axial, porém com deslocamento discreto para a região lingual. Esse comportamento biomecânico tem sido amplamente descrito em estudos de análise por elementos finitos, nos quais as cargas oblíquas produzem momentos de flexão no conjunto implante-prótese, resultando em maiores tensões no osso periimplantar (Liu et al., 2014; Takahashi et al., 2015; Dellanos-Lanchares et al., 2019).

Esses achados corroboram evidências recentes da literatura que demonstram que a direção da carga oclusal exerce influência significativa no padrão de distribuição de tensões ao redor dos implantes. Estudos contemporâneos utilizando modelos tridimensionais também indicam que implantes submetidos a cargas oblíquas apresentam aumento das tensões na região cortical cervical quando comparados às cargas axiais, reforçando a importância do controle biomecânico das forças mastigatórias nas reabilitações implantossuportadas (Macedo et al., 2022; Tribst et al., 2022).

Além da direção da carga, a geometria da conexão implante-*abutment* também

exerce papel determinante na dissipação das tensões. Investigações recentes demonstram que conexões cônicas, especialmente as do tipo cone Morse, apresentam comportamento biomecânico mais favorável quando comparadas a outras configurações de conexão, promovendo melhor distribuição das tensões no osso periimplantar (Zhang et al., 2022; Di Pietro et al., 2023). Esse comportamento pode ser explicado pela maior estabilidade mecânica proporcionada pelo contato cônico entre as superfícies do implante e do *abutment*, o que contribui para reduzir micromovimentos e melhorar a dissipação das cargas funcionais.

Outro aspecto relevante refere-se à estabilidade da interface implante-*abutment*. A literatura demonstra que a redução ou ausência de *microgaps* entre implante e *abutment* durante a aplicação de carga pode reduzir significativamente os danos ao osso periimplantar. Nesse contexto, conexões cônicas apresentam vantagens biomecânicas importantes, incluindo maior estabilidade mecânica e melhor distribuição das forças mastigatórias (Çehreli et al., 2004; Hansson, 2003).

Além disso, diversos fatores podem influenciar o comportamento biomecânico do sistema implante-prótese, incluindo direção da carga, tipo de conexão protética, comprimento e diâmetro do implante. A interação entre esses fatores exerce influência significativa na distribuição das tensões no osso periimplantar (Baggi et al., 2008; Medeiros et al., 2016).

Dessa forma, os resultados obtidos neste estudo indicam que, apesar de os modelos AC apresentarem maior altura protética, o fato de o modelo MA ser constituído por uma única peça e apresentar conexão totalmente cônica promove um efeito de selamento entre a superfície do *abutment* e a parede interna do implante após a aplicação da pré-carga. Essa interação mecânica favorece uma dissipação mais eficiente das tensões ao longo do implante, resultando em melhor desempenho biomecânico do *mini-abutment* em relação às tensões no osso periimplantar simuladas neste estudo

CONSIDERAÇÕES FINAIS

O tipo de *abutment* influencia a distribuição das tensões no osso periimplantar. O modelo MA, constituído por uma única peça e associado à conexão cônica, apresentou distribuição de tensões mais favorável quando comparado ao modelo AC de duas peças,

com menor concentração de tensões na região cervical do implante. Além disso, observou-se que a aplicação de cargas oblíquas promove maior concentração de tensões no osso periimplantar quando comparada às cargas axiais, reforçando a importância do controle biomecânico das forças mastigatórias em reabilitações implantossuportadas.

REFERÊNCIAS

1. Shunmugasamy VC, Gupta N, Pessoa RS, Janal MN, Coelho PG. Influence of clinically relevant factors on the immediate biomechanical surrounding for a series of dental implant designs. *J Biomech Eng.* 2011;133(3):031005.
2. Takahashi JMFK, Dayrell AC, Consani RLX, Nóbilo MAA, Henriques GEP, Mesquita MF. Stress evaluation of implant-*abutment* connections under different loading conditions: a 3D finite element study. *J Oral Implantol.* 2015;41(2):133-138.
3. Cho SY, Huh YH, Park CJ, Cho LR. Three-dimensional finite element analysis of the stress distribution at the implant-*abutment* connection. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2016;36(3):49-58.
4. Reddy MS, Sundram R, Eid HA. Application of finite element model in implant dentistry: a systematic review. *J Pharm Bioallied Sci.* 2019;11(Suppl 1):S85-S91.
5. Chou HY, Müftü S, Bozkaya D. Biomechanical evaluation of a wide-diameter short dental implant for use in compromised bone quality regions by finite element method. *Proc ASME Frontiers Biomed Devices Conf.* 2006:39-40.
6. Goonawardhana D, Judge R, Palamara J, Abduo J. Effect of implant diameter and alloy on peri-implant strain: an in vitro quantitative strain analysis. *Eur J Prosthodont Restor Dent.* 2016;24(3):181-185.
7. Baggi L, Cappelloni I, Di Girolamo M, Maceri F, Vairo G. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: a three-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2008;100(6):422-431.
8. Cho SY, Huh YH, Park CJ, Cho LR. Finite element analysis on stress distribution of internal implant-*abutment* engagement features. *Int J Oral Maxillofac Implants.*

- 2018;33(2):319-327.
9. Hajimiragha H, Abolbashari M, Nokar S, Abolbashari A, Abolbashari M. Bone response from a dynamic stimulus on a one-piece and multi-piece implant *abutment* and crown by finite element analysis. J Oral Implantol. 2014;40(5):525-532.
 10. Medeiros RA, Pellizzer EP, Vechiato Filho AJ, Santos DM, Silva EVF, Goiato MC. Evaluation of marginal bone loss of dental implants with internal or external connections and its association with other variables: a systematic review. J Prosthet Dent. 2016;116(4):501-506.
 11. Xie J, et al. Is an internal tapered connection more efficient than an internal nontapered connection? A systematic review and meta-analysis. J Prosthet Dent. 2019.
 12. Ricciardi Coppedê A, Mattos MGC, Rodrigues RC, Ribeiro RF. Effect of repeated torque and mechanical loading cycles on two different *abutment* types in implants with internal tapered connections: an in vitro study. Clin Oral Implants Res. 2009;20(6):624-632.
 13. Çehreli MC, Akça K, Iplikçioğlu H. Force transmission of one- and two-piece Morse taper oral implants: a nonlinear finite element analysis. Clin Oral Implants Res. 2004;15(4):481-489.
 14. Hansson S. A conical implant-*abutment* interface at the level of the marginal bone improves the distribution of stresses in the supporting bone: an axisymmetric finite element analysis. Clin Oral Implants Res. 2003;14(3):286-293.
 15. Dailey B, Jordan L, Blind O, Tavernier B. Axial displacement of *abutments* into implants and implant replicas with the tapered cone-screw internal connection as a function of tightening torque. Int J Oral Maxillofac Implants. 2009;24(2):251-256.
 16. Bozkaya D, Müftü S, Müftü A. Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite element analysis. J Prosthet Dent. 2004;92(6):523-530.



17. Anami LC, Costa Lima JM, Takahashi FE, Neisser MP, Noritomi PY, Bottino MA. Stress distribution around osseointegrated implants with different internal-cone connections: photoelastic and finite element analysis. *J Oral Implantol.* 2015;41(2):155-162.
18. Cicciù M. Bioengineering methods of analysis and medical devices: current trends and state of the art. *Materials (Basel).* 2020;13(3):E797.
19. Taylor D, Hazenberg JG, Lee TC. Living with cracks: damage and repair in human bone. *Nat Mater.* 2007;6(4):263-268.
20. Bayraktar HH, Morgan EF, Niebur GL, Morris GE, Wong EK, Keaveny TM. Comparison of the elastic and yield properties of human femoral trabecular and cortical bone tissue. *J Biomech.* 2004;37(1):27-35.
21. Lee JH, Kim DG, Park CJ, Cho LR. Axial displacements in external and internal implant-*abutment* connection. *Clin Oral Implants Res.* 2014;25(2):83-89.
22. Liu S, Tang C, Yu J, Dai W, Bao Y, Hu D. The effect of platform switching on stress distribution in implants and periimplant bone studied by nonlinear finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2014;112(5):1111-1118.
23. Dellanos-Lanchares H, Alvarez-Arenal A, Bascaran JB, González-Gutiérrez C, Sanchez AS, Álvarez FB. Comparison of periimplant bone stress distribution on three fixed partial supported prosthesis designs under different loading conditions: a 3D finite element analysis. *J Exp Theor Artif Intell.* 2019;31(6):875-888.
24. Zhang WT, Cheng KJ, Liu YF, Wang R, Chen YF, Ding YD, Yang F, Wang LH. Effect of the prosthetic index on stress distribution in Morse taper connection implant system and peri-implant bone: a 3D finite element analysis. *BMC Oral Health.* 2022;22(1):431.
25. Tribst JPM, Dal Piva AMO, Borges ALS. Biomechanical behavior of dental implant connections: a systematic review of finite element studies. *J Prosthet Dent.* 2022;128(6):1050-1058.
26. Macedo JP, Pereira J, Falcão C, et al. Influence of implant-*abutment* connection design on stress distribution: a three-dimensional finite element analysis. *Clin*



Oral Investig. 2022;26:4201-4210.

27. Zhang WT, et al. The mechanical and clinical influences of prosthetic index structure in Morse taper implant-*abutment* connection: a scoping review. BMC Oral Health. 2023.
28. Di Pietro N, et al. Finite element analysis of stress distribution in dental implants with different connections. Appl Sci. 2023;13(14):8147.
29. Lemos CAA, Verri FR, Batista VES, et al. Effect of different implant connections on stress distribution under oblique loading: a finite element analysis. Int J Oral Maxillofac Implants. 2021;36(5):889-897.